



UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Faculdade de Ciências e Tecnologia



Departamento de Física

Técnica de Separação de Cor para Fotocoagulação com Luz Solar Concentrada

Por

Nídia Isabel Passinhas Batista

Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa
para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Dawei Liang

Lisboa

2009

"Somewhere, something incredible is waiting to be known."

Carl Sagan (1934-1996)

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Dawei Liang pela orientação científica, motivação e apoio durante estes meses, sem o qual não seria possível a realização deste projecto.

Ao Prof. Dr. João Paulo Borges, pela disponibilização do laboratório de Biomateriais.

Aos meus colegas de laboratório, Andreia Araújo, Catarina Miranda e Eng. Rui Pereira, pela ajuda e bons momentos passados durante estes meses, e aos meus amigos, pelo apoio e amizade.

Ao Milton, por tudo.

À Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa, pelas infra-estruturas disponibilizadas, e aos seus funcionários e professores, especialmente do Departamento de Física.

À minha família, em especial aos meus pais pelo apoio e pelas oportunidades que me proporcionaram ao longo da minha vida.

Com o objectivo de estudar a fotocoagulação solar em tecidos biológicos com porções quentes e frias do espectro solar, é proposta uma técnica simples de separação de cor. A aberração cromática característica da lente de Fresnel é explorada para obter separação de cor através de um espelho plano com um orifício elíptico, reflectindo a parte quente do espectro de radiação solar, acima de 600nm, para uma guia de onda de sílica fundida, enquanto permite a passagem de radiação fria para outra guia de onda. É usado código de traçado de raios em ZEMAX™ para otimizar o desempenho de cada componente óptico. De modo a obter estabilidade na coagulação solar, o protótipo é testado num seguidor solar automático de dois eixos. As medições *ex vivo* são feitas em peitos de frango com uma potência solar de 30W e um tempo de exposição de 60 segundos, resultando numa coagulação uniforme numa área de 15mm x 15mm. Uma forte dependência da profundidade de penetração relativamente ao comprimento de onda é observada. Este protótipo de fotocoagulação solar produz o mesmo tipo e extensão de tecido fotocoagulado obtido usualmente com equipamento de cirurgia laser.

Palavras-chave: fotocoagulação, radiação solar, separação de cor.

Aiming at studying solar photocoagulation in biological tissue with both the warm and the cold portions of solar spectrum, a simple color separation technique is proposed. The chromatic aberration characteristic of Fresnel lens is exploited to achieve color separation by a plane mirror with a large central elliptical hole, reflecting the warm solar radiation above 600nm to one fused silica light guide, while allowing the passage of the cold radiation to another guide. ZEMAX™ ray-tracing code is used to optimize the performance of each optical component. To attain a stable solar coagulation, the prototype is tested on a two-axis solar tracker. The *ex vivo* measurement is performed on chicken breasts at the solar power level of 30W and the exposure time of 60 seconds, attaining a uniform coagulation over a large area of 15mm x 15mm. A strong dependence of the penetration depth on wavelength is observed. The cost effective solar photocoagulation prototype produces the same type and extent of tissue coagulation ordinarily achieved with surgical laser equipment.

Keywords: photocoagulation, solar radiation, color separation.

LASER – *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*

c.d.o. – Comprimento de onda

IV - Infravermelho

UV – Ultravioleta

h – Constante de Planck, $6,6260693(11) \times 10^{-34} J \cdot s$

ν – Frequência

E_i - Energia associada ao nível i

ILP – *Interstitial Laser Photocoagulation*

I – Densidade de potência

P – Potência

A – Área

F – Fluência

T_E – Tempo de exposição

T_R – Tempo de relaxação térmico

$^{\circ}C$ – Graus Célsius, medida de temperatura

ADN – Ácido desoxirribonucleico

f – Distância focal

n – Índice de refração

α – Coeficiente de atenuação de uma fibra óptica

AN – Abertura numérica

L_{TS} – Distância entre a Terra e o Sol

PMMA – Polimetil-metacrilato

PV – fotovoltaico, do inglês *photovoltaic*

T - Eficiência de transmissão

Agradecimentos	iii
Sumário	iv
Abstract	v
Simbologia e Notações	vi
Introdução	1
1. Fundamentos teóricos	3
1.1. Lasers.....	3
1.1.1 Princípios físicos	3
1.1.2 Fotocoagulação a laser.....	5
1.2 Interacção da luz com tecidos biológicos.....	7
1.3 Radiação solar	12
1.3.1 Luz solar na medicina	13
1.4 Concentrador solar.....	14
1.4.1 Lente de Fresnel	14
1.5 Separação de cor.....	16
1.5.1 Filtros ópticos	16
1.5.2 Prismas	16
1.5.3 Espelhos.....	17
1.6 Guias de onda.....	18
1.6.1 Transmissão.....	19
1.6.2 Atenuação do sinal	19
1.6.3 Abertura Numérica.....	20
2 Descrição do sistema óptico e Análise não sequencial de raios em ZEMAX™.....	22
2.1 Radiação solar - Parâmetros da fonte de luz	24
2.1.1 Sistema óptico e Seguidor solar	25
2.2 Lente de Fresnel	28
2.3 Optimização do separador de cor	31
2.3.1 Espelho plano e cónico.....	31
2.3.2 Espelho de cobre	38
2.3.3 Espelho plano	42
2.3.4 Comparação	49
2.4 Guias de onda.....	50
3 Resultados de fotocoagulação	55
4 Conclusão	62

Bibliografia	63
Anexo A – Dados de emissão solar espectral	67
Anexo B – Valores de transmissão do PMMA	68
Anexo C – Valores de transmissão da sílica	69
Anexo D – Índices de refração e coeficientes de extinção para o cobre.....	70
Anexo E – Procedimento experimental para a determinação da percentagem de água num tecido biológico	71
Anexo F - Publicações.....	72

Figura 1.1 – Ilustração esquemática de três processos: (a) absorção, (b) emissão espontânea e (c) emissão estimulada.....	4
Figura 1.2 – Cavidade de ressonância de um laser. (Adaptado de [19]).....	4
Figura 1.3 – Lesão coagulada num fígado de porco com uma potência de 6W durante 6min (2160J) com laser de Nd:YAG. [14]	6
Figura 1.4 – Tratamento à retina com fotocoagulação com laser. [21].....	6
Figura 1.5 – Ilustração dos fenómenos que acompanham a interacção luz-tecido. (Adaptado de [22])	7
Figura 1.6 – Modos diferentes de interacção entre o laser e o tecido biológico. (Adaptado de [2]).....	8
Figura 1.7 – Espectro de absorção dos vários componentes do tecido biológico entre ultravioleta e infravermelho. (Adaptado de [23])	10
Figura 1.8 – Variação da penetração da luz no tecido de acordo com a zona do espectro utilizada. (Adaptado de [25]).....	11
Figura 1.9 – Espectro de radiação solar. (Adaptado de [27]).....	12
Figura 1.10 – Comparação entre o corte de uma lente plano-convexa e uma lente de Fresnel de potência equivalente. [28]	14
Figura 1.11 – Exemplo de lente de Fresnel como concentrador solar. [30]	15
Figura 1.12 – Aberração cromática para uma lente plano-convexa. (Adaptado de [31]).....	15
Figura 1.13 – Filtros ópticos. [33]	16
Figura 1.14 – Prisma dispersivo separando as cores da luz. [34].....	17
Figura 1.15 – Espelho parabólico a concentrar luz solar no foco. [35]	17
Figura 1.16 – Guias de onda circulares de sílica fundida. [37]	18
Figura 1.17 – Transmissão da sílica fundida. (Adaptado de [38])	19
Figura 1.18 – Ilustração da abertura numérica de uma guia de onda. (Adaptado de [40]).....	20
Figura 2.1 – Ângulo máximo de incidência dos raios solares na superfície terrestre.....	24
Figura 2.2 – Representação em AutoCAD™ do sistema óptico utilizado.	25
Figura 2.3 – Foto da estrutura mecânica montada no seguidor manual.....	26
Figura 2.4 – Foto da estrutura mecânica montada no seguidor solar automático de dois eixos.....	27
Figura 2.5 – Gráfico da intensidade de potência dos raios em função do ângulo de incidência da radiação.....	29
Figura 2.6 – Distribuição do foco ao longo de um detector quadrado de secção 15mm, e sua intensidade em cor falsa.	29
Figura 2.7 – Dependência da distância focal da lente de Fresnel com o comprimento de onda.	30
Figura 2.8 – Esquema utilizado para separar as duas gamas de cor com dois espelhos reflectores....	32
Figura 2.9 – (a) Espelho plano rectangular com orifício elíptico. (b) Espelho cónico com orifício elíptico.....	33
Figura 2.10 – Distribuição espacial do foco do espelho plano (a) e do espelho cónico (b).	34
Figura 2.11 – Gráfico representativo da potência por comprimento de onda em cada detector.....	35
Figura 2.12 – Espelhos reflectores construídos com o objectivo de obter separação de cor. (a) Espelho plano rectangular com orifício elíptico. (b) Espelho cónico com orifício elíptico.	36
Figura 2.13 – Separação de cor através de um espelho plano e um espelho cónico.	37
Figura 2.14 – Medidor de potência da Molelectron. À esquerda o mostrador digital e botões de regulação e à direita o sensor do dispositivo.....	37
Figura 2.15 – Reflectância da prata, ouro, alumínio, cobre, ródio e titânio. (Adaptado de [42]).....	38
Figura 2.16 – Esquematização da reflexão de raios pelo espelho de cobre.	39
Figura 2.17 – Distribuição do foco para o espelho de cobre.	40
Figura 2.18 – Espelho reflector de cobre polido.	41
Figura 2.19 – Representação tridimensional da análise em ZEMAX™ do sistema óptico.....	42
Figura 2.20 – A potência de saída, tanto da guia de onda 1 como da guia de onda 2, depende da distância ao longo do eixo óptico da lente de Fresnel. 595mm foi encontrado como sendo o valor óptimo.	43

Figura 2.21 – A energia solar transmitida da guia de onda 2 depende tanto do comprimento de onda como da distância relativa desde o centro do separador de cor. A guia de onda 2 é colocada 20mm abaixo do centro do espelho plano para alcançar mais radiação azul.	44
Figura 2.22 – Quando a guia de onda é colocada 20mm abaixo do centro do separador de cor, a energia solar transmitida da guia de onda 2 depende tanto do comprimento de onda como do desvio lateral do eixo óptico da lente de Fresnel. Um desvio lateral de 7mm oferece potência apropriada para fotocoagulação solar.	45
Figura 2.23 – Esquema de separação de cor envolvendo a lente de Fresnel com aberração cromática, as posições otimizadas do separador de cor e das guias de onda. O azul representa radiação fria e a cor rosa representa radiação quente.	46
Figura 2.24 – Gráfico representativo da potência por comprimento de onda em cada detector.	47
Figura 2.25 – Separação de luz através de um espelho plano com um orifício central elíptico, onde a radiação quente é reflectida para a guia de onda 1, produzindo uma cor dourada, e radiação fria passa através do orifício elíptico para a guia de onda 2, produzindo uma cor azulada.	48
Figura 2.26 – Dimensões da guia de onda e fonte.	50
Figura 2.27 – Uniformidade vs. comprimento. A linha sólida é o resultado do quociente entre a iluminância na periferia e a iluminância no centro (Adaptado De [46]).	51
Figura 2.28 – Distribuição de potência à saída das guias de onda obtida pelo detector 1 (a) e pelo detector 2 (b).	53
Figura 2.29 – Guia de onda usada neste projecto.	54
Figura 3.1 – Distribuição uniforme de luz no peito de frango. É realizada fotocoagulação solar sem contacto através da transmissão de radiação solar quente proveniente da guia de onda 1.	55
Figura 3.2 – Lesão provocada pela fotocoagulação no peito de frango <i>ex vivo</i> . Após o tratamento (30W durante 60s) por radiação quente (direita) e radiação fria (esquerda), o peito de frango é fotografado, mostrando uniformidade na lesão (a), e depois seccionado (b). Neste corte, foi obtido uma penetração de 6mm para a radiação quente e de 4mm para a radiação fria. Esta amostra foi obtida com a utilização do seguidor solar automático.	56
Figura 3.3 – Exemplo de medição efectuado no software usado para medir a profundidade de penetração das amostras.	57
Figura 3.4 – Profundidade de penetração para 5 diferentes amostras utilizando o seguidor solar manual. A cor azul e vermelha representa a porção fria e quente do espectro solar respectivamente.	58
Figura 3.5 – Amostras pertencentes ao primeiro grupo, onde foi utilizado o seguidor solar manual. À esquerda de cada amostra está a fotocoagulação por radiação fria e à direita a fotocoagulação por radiação quente. A numeração nas amostras está relacionada com o gráfico da Figura 3.4.	58
Figura 3.6 – Profundidade de penetração para 5 diferentes amostras utilizando o seguidor solar automático. A cor azul e vermelha representa a porção fria e quente do espectro solar respectivamente.	59
Figura 3.7 – Exemplos de amostras fotocoaguladas com as duas gamas diferentes de comprimentos de onda. À esquerda de cada imagem está a fotocoagulação com radiação fria, e à direita está a fotocoagulação com radiação quente. A numeração nas amostras está relacionada com o gráfico da Figura 3.6.	59
Figura 3.8 – Percentagem de água em amostras antes e depois da fotocoagulação.	60

ÍNDICE DE QUADROS

Tabela 1.1 – Valores da densidade de potência irradiada nos tecidos e respectivo resultado. (Adaptado de [18])	9
Tabela 1.2 – Análise da penetração de diversos tipos de lasers na água e em tecido biológico. (Adaptado de [2])	11
Tabela 2.1 – Comparação entre os diferentes métodos para obtenção de separação de cor.	49

INTRODUÇÃO

A luz solar é uma fonte de energia inesgotável e por isso é de extrema importância para a existência de vida no nosso planeta. Tem inúmeras aplicações como a geração de electricidade, luz natural e também em medicina. Em 1949, Meyer Schwickerath conseguiu a primeira fotocoagulação no ser humano utilizando a luz solar, descrita em [1]. Mais tarde, com o aparecimento do laser, os procedimentos cirúrgicos tornaram-se menos invasivos, com menos complicações, melhor cicatrização e menos tempo de recuperação para o paciente [2,3]. O conceito de cirurgia solar com fibra óptica como uma alternativa à cirurgia laser foi introduzido por Gordon *et al* [4-9] que construiu um protótipo de cirurgia solar. No entanto este protótipo não possui uniformidade de feixe e usa todo o espectro solar. Apesar do uso de radiação solar para cirurgia ser restrito a períodos de céu limpo, a sua vantagem reside no seu potencial baixo custo, quando comparado com equipamento de cirurgia laser. A fotocoagulação a laser intersticial, ILP [10], foi também introduzida e existem ainda outras aplicações como por exemplo no tratamento de varizes [11]. A penetração da luz laser em tecidos já foi sujeita a diversos estudos [10,12-14]. O comprimento de onda da luz é o principal factor que determina o grau em que a luz é absorvida no material alvo. Dependendo do tecido, alguns feixes de laser penetram mais profundamente do que outros. O grau em que isto ocorre é também afectado pela potência do laser e o tempo de exposição [15]. A luz azul (460nm) tem uma penetração fraca. Comprimentos de onda correspondentes ao vermelho e infra-vermelho (de 600 a 1300nm) são consideravelmente mais eficientes para penetração de tecidos [16].

Neste trabalho pretende-se projectar, analisar e testar um protótipo capaz de produzir fotocoagulação em tecidos com diferentes gamas do espectro de radiação. Como concentrador solar foi utilizada uma lente de Fresnel e para o transporte da radiação foram usadas guias de onda de sílica fundida. Após a construção do protótipo foram feitos estudos recorrendo a testes em peito de galinha, de acordo com referências prévias [6]. A separação de cor pode ser alcançada tanto por filtros ópticos ou prismas, no entanto estes acarretam algumas desvantagens, mencionadas ao longo deste trabalho. É assim feito um estudo de modo a obter-se uma simples e rentável técnica de separação de cor para fotocoagulação solar através da utilização de espelhos reflectores.

A aberração cromática da lente de Fresnel é implementada para obter separação de cor. Foram feitos estudos com diferentes espelhos de modo a que a separação de cor fosse optimizada e fosse capaz de produzir potência suficiente para a realização de fotocoagulação solar. Através de um espelho plano com um orifício central elíptico a porção quente da radiação solar concentrada acima de 600nm é reflectida para uma guia de onda de sílica fundida para penetração mais profunda. A porção fria abaixo de 600nm passa através do orifício e é colectada por outra guia de onda para

penetração menos profunda. Comparativamente com referências prévias em cirurgia solar por uma única fibra óptica, muita mais radiação solar é transmitida para o tecido biológico por guia de onda com secção transversal quadrada, permitindo a fotocoagulação homogénea numa área de 15mm x 15mm do peito de frango. Além disso, o erro do seguidor solar é também compensado pelo uso destas guias de onda.

No Capítulo II, o sistema óptico envolvendo a lente de Fresnel, o separador de cor usado e as guias de onda é estudado em detalhe. O traçado de raios em ZEMAX™ é usado para otimizar o desempenho de cada componente. Os resultados das medições da coagulação solar do tecido *ex vivo* de peito de frango serão discutidos no Capítulo III. E finalmente será apresentada a conclusão deste projecto no Capítulo IV.

Este trabalho tem como motivação o facto deste protótipo poder ser uma solução válida para a substituição do laser em algumas cirurgias, como por exemplo, no tratamento de tumores intersticiais. Existem, no entanto, diversas desvantagens como por exemplo a sujeição às condições meteorológicas e atmosféricas e o facto de apenas poder substituir o laser em alguns aspectos. Apesar das eventuais desvantagens, o protótipo projectado é de baixo custo comparativamente com o laser e por isso pode ser bastante benéfico para hospitais onde não seja possível a aquisição de lasers.

CAPÍTULO I

1. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo pretende-se analisar os conteúdos teóricos relacionados com este trabalho, desde os lasers e a aplicação destes na medicina, mais especificamente na fotocoagulação, à interacção da luz com a matéria. É feita também uma introdução a todos os princípios e meios ópticos usados neste trabalho.

Este capítulo tem como objectivo a interligação de conteúdos para uma melhor compreensão do trabalho realizado e seus objectivos.

1.1. LASERS

O funcionamento do primeiro sistema LASER (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*), construído em 1960, foi um dos marcos importantes da história da óptica e da ciência. Como o nome indica, corresponde à emissão de luz muito intensa devido à emissão de radiação estimulada. No contexto deste trabalho é necessário evidenciar alguns aspectos importantes que se relacionam com o uso dos lasers. Numa década apenas, os lasers cobriram o espectro, do infravermelho ao ultravioleta. A utilização de fontes coerentes de alta potência permitiu a descoberta de todo um conjunto de novos efeitos ópticos e deu origem a uma panóplia de instrumentos maravilhosos. [17]

Nesta secção irá ser feita uma breve abordagem ao funcionamento do laser, e como este é aplicado na fotocoagulação de tecidos.

1.1.1 PRINCÍPIOS FÍSICOS

Os sistemas atómicos apenas podem existir em estados discretos de energia, sendo os estados de menor energia primeiramente preenchidos. Assim, é necessário que ocorra uma inversão de população, ou seja, tem que existir um mecanismo que bombeie electrões que se encontram no estado fundamental para um estado excitado, fornecendo-lhes energia. [18]

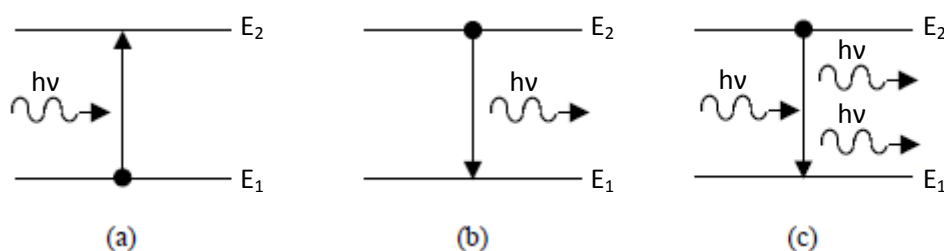


Figura 1.1 – Ilustração esquemática de três processos: (a) absorção, (b) emissão espontânea e (c) emissão estimulada.

Os electrões podem ser excitados para um nível de energia mais alto absorvendo energia (Figura 1.1a). Quando o electrão chega ao estado excitado, ocorre a libertação de um fotão e o electrão decai para o estado fundamental. Este processo é denominado de emissão espontânea (Figura 1.1b). No entanto, o electrão excitado pode interagir com um fotão preexistente. Se a energia do fotão coincidir com a diferença energética entre os níveis, o electrão decai para o nível inferior, emitindo um novo fotão. Este processo é denominado de emissão estimulada (Figura 1.1c) pois o primeiro fotão emitido iniciou a emissão do segundo [18]. Os fotões emitidos por emissão estimulada têm a mesma fase, polarização e direcção de propagação da radiação estimulante [17].

Sabendo que os lasers utilizam este mecanismo de libertação de luz facilmente se compreende porque é que a luz laser é bastante intensa e monocromática. Como o fenómeno de emissão estimulada é mais eficiente quanto mais povoado estiver o nível de energia mais elevado, será necessário fornecer energia ao meio activo para manter a inversão.

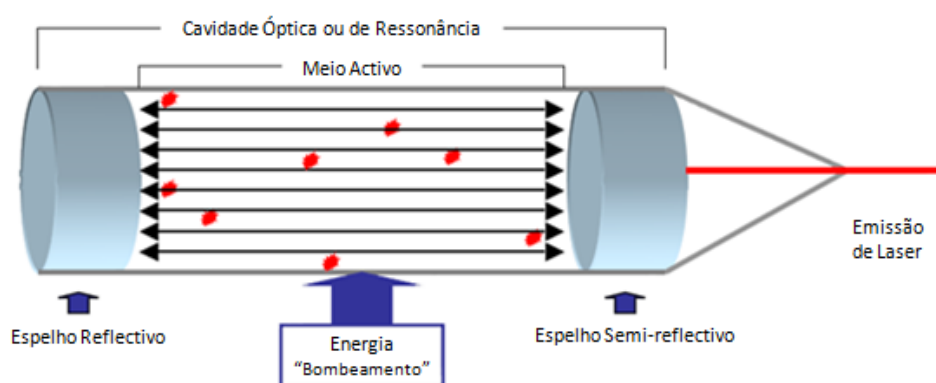


Figura 1.2 – Cavidade de ressonância de um laser. (Adaptado de [19])

A cavidade de ressonância desempenha um papel fundamental no funcionamento de um laser. Nos primeiros momentos do processo, os fotões são emitidos espontaneamente em todas as direcções, tal como os fotões emitidos por emissão estimulada. Todos eles, com excepção dos que se propagam ao longo do eixo da cavidade, rapidamente a abandonam através das faces laterais do

cristal. O feixe axial mantém-se todavia e reforça-se mesmo à medida que oscila através do meio activo. É este processo que explica o extraordinário grau de colimação do feixe laser emergente, que se comporta no essencial como uma onda plana coerente. Se bem que o meio activo funcione como um amplificador, a realimentação óptica proporcionada pela cavidade transforma o sistema num oscilador e, portanto, numa fonte de luz [17].

A luz laser pode assim ser caracterizada como:

- Monocromática – os fotões provêm de uma transição bem determinada devido ao meio e à geometria da cavidade de ressonância;
- Colimada – o feixe de luz apresenta uma extrema direcionalidade, resultante das múltiplas reflexões nos espelhos da cavidade mencionada;
- Coerente – é formada por ondas com a mesma frequência, direcção e fase.

1.1.2 FOTOCOAGULAÇÃO A LASER

Sem dúvida, um dos factos mais importantes na história da medicina foi o uso da luz como recurso terapêutico. Após observar os efeitos de um eclipse solar na retina de um aluno, Meyer Schwickerath começou a procurar um modo de usar a luz para coagular tecido da retina. Experimentou com luz solar e um helióstato e depois com uma lâmpada de arco de carbono. A invenção deste autor revolucionou o tratamento de problemas da retina e da mácula [1]. Em 1950, Moron Sallas publicou o resultado das suas pesquisas, corroborando o trabalho de Schwickerath. Esse autor deu prosseguimento aos seus estudos e construiu, com o auxílio da Casa Zeiss, o primeiro fotocoagulador de arco voltaico denominado “*heliocautério*”. Em 1957, lançou o primeiro fotocoagulador usando a luz de uma lâmpada com gás de xénon sob alta pressão. Outros fabricantes lançaram em seguida aparelhos semelhantes. [20]

Actualmente, há inúmeros usos para os lasers. No que diz respeito à fotocoagulação, esta é usada para tratamento de diversos tipos de doenças, desde doenças retinianas a tumores. A ILP (*Interstitial Laser Photocoagulation*), introduzida em 1983 por Bown, sofreu uma maturação nos anos recentes. A fotocoagulação intersticial por laser é um método de tratamento de cancro minimamente invasivo, onde a energia calorífica é aplicada por meio de fibras ópticas em tumores de pequenas dimensões [14]. A ILP usa um laser de baixa potência (3-15W) com grandes tempos de exposição (3-20min), resultando em coagulação, como se pode observar na Figura 1.3.



Figura 1.3 – Lesão coagulada num fígado de porco com uma potência de 6W durante 6min (2160J) com laser de Nd:YAG. [14]

Uma outra aplicação importante desta técnica é o tratamento de problemas retinianos, como por exemplo retinopatia diabética, principal causa de cegueira antes dos 50 anos e que origina uma visão distorcida. A fotocoagulação a laser usa o calor do laser para fechar ou destruir vasos sanguíneos abertos na retina, Figura 1.4.

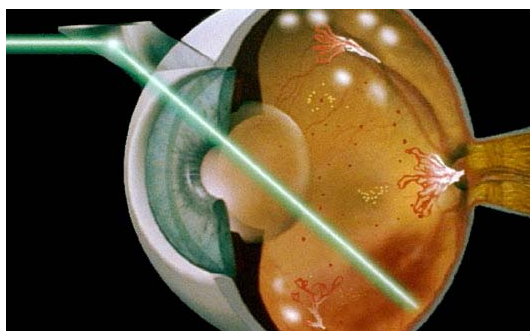


Figura 1.4 – Tratamento à retina com fotocoagulação com laser. [21]

Existem ainda muitas outras aplicações para a fotocoagulação a laser [13], como por exemplo o tratamento de varizes [11].

Esta técnica tem mostrado uma enorme evolução nos últimos tempos, sendo uma técnica bastante promissora para o tratamento das mais diversas patologias e um método alternativo a diversos outros utilizados, menos invasivo e menos traumático.

1.2 INTERACÇÃO DA LUZ COM TECIDOS BIOLÓGICOS

Nesta secção pretende-se analisar como os vários comprimentos de onda da luz interagem com os tecidos biológicos. Tanto a cirurgia laser como a fototerapia envolvem a transferência de energia da radiação luminosa para o tecido através de diversos fenómenos.

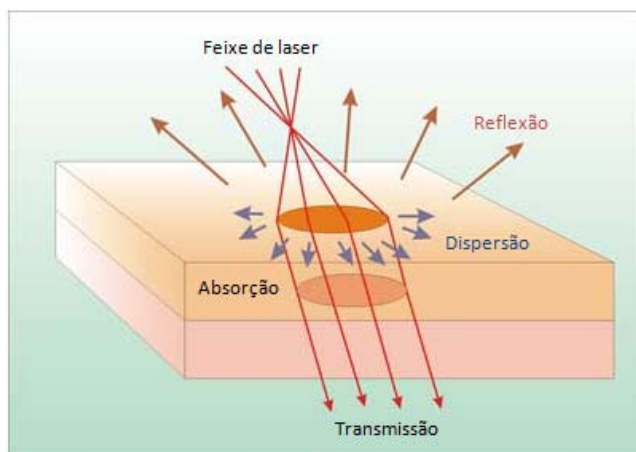


Figura 1.5 – Ilustração dos fenómenos que acompanham a interacção luz-tecido. (Adaptado de [22])

Na Figura 1.5 estão ilustrados os principais fenómenos físicos associados à interacção da luz com a matéria: transmissão, reflexão, dispersão e absorção. As propriedades de absorção dos tecidos vão ser particularmente importantes para este trabalho.

A radiação electromagnética proveniente dos lasers pode abranger a gama do espectro entre o ultra-violeta e o infra-vermelho. Estas radiações, à excepção das de frequência mais elevada, possuem energia que não são suficientes para quebrar as ligações químicas das moléculas. De forma que os seus principais efeitos são ao nível do aumento local da temperatura dos tecidos. Estes efeitos estão extremamente dependentes da forma como essa energia é depositada nos tecidos. Com o objectivo de avaliar a energia depositada e o tempo durante o qual essa foi transferida, são definidas duas grandezas:

Irradiância ou densidade de potência é a quantidade de energia libertada por área de pele tratada num pulso. Descreve, portanto, a intensidade de energia. Quanto mais curto for o pulso, maior deverá ser a irradiância a fim de alcançar energia suficientes para obtenção do efeito térmico. Alta irradiância leva a um aquecimento muito rápido do tecido, ocasionando vaporização. Ao contrário, baixa irradiância, leva à coagulação. [18]

$$I = \frac{P}{A} (W/cm^2) \quad (1.1)$$

Fluência é a energia libertada por área de tecido por intervalo de tempo. À medida que aumenta a fluência, a capacidade de destruição do tecido também aumenta.

$$F = I \times T_E \text{ (J/cm}^2\text{)} \quad (1.2)$$

Analisando as expressões 1.1 e 1.2, pode concluir-se que, para a mesma densidade de potência, quanto menor a fluência, mais rápido será o processo de deposição de energia.

Relativamente ao laser, existem diversos mecanismos de interação deste com a matéria. Na Figura 1.6 podem-se observar os 6 diferentes mecanismos em função da taxa e do tempo de exposição. Para este trabalho, o efeito mais relevante é o modo térmico. Existem assim dois efeitos distintos associados a diferentes formas de deposição de energia térmica nos tecidos através de irradiação com luz laser: a coagulação (quanto as densidade de potência dos lasers são menores, e a deposição da mesma quantidade de energia é mais lenta) e a vaporização (quanto as densidade de potência são maiores).

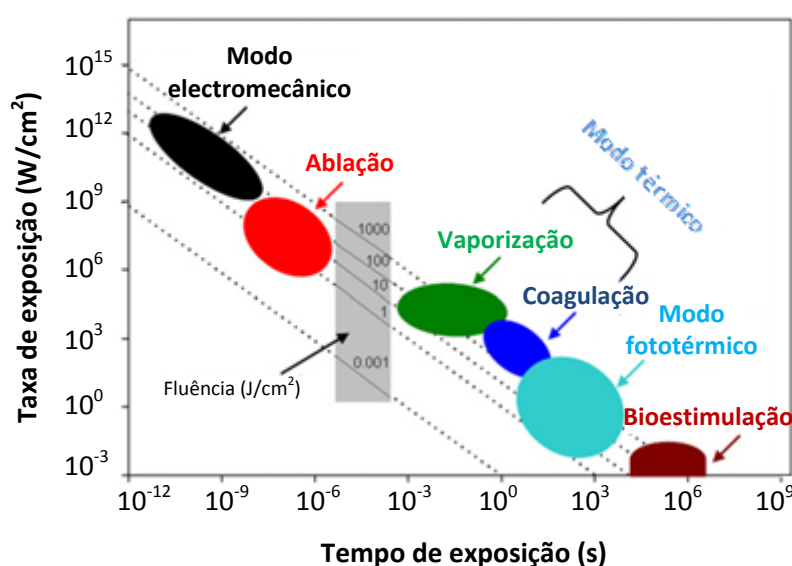


Figura 1.6 – Modos diferentes de interação entre o laser e o tecido biológico. (Adaptado de [2])

Na fotocoagulação, o aumento de temperatura conduz à desnaturação das proteínas, tornando-as disfuncionais. Os tecidos perdem a cor avermelhada e tornam-se esbranquiçados. Este fenómeno deve-se, precisamente, à desnaturação da hemoglobina e da mioglobina – proteínas que são responsáveis pelo transporte do sangue nos vasos sanguíneos e nos músculos, respectivamente, e que conferem ao sangue a cor vermelha. Estas proteínas destabilizam, ou desnaturam, a temperaturas mais altas que a temperatura do corpo (37°C), e a temperaturas acima de 50°C as suas estruturas começam a desenrolar, perdendo a sua ordem natural. Outros processos que também ocorrem são a desnaturação do colagénio, proteína da estrutura das células, e evaporação lenta de

uma parte significativa de água que constitui os tecidos, tornando-os fáceis de dilacerar e provocando a sua diminuição de volume respectivamente.

Apesar da fotocoagulação envolver a deposição lenta de energia térmica nos tecidos, no caso deste processo demorar demasiado tempo, o calor pode transferir-se para os tecidos adjacentes. Neste caso pode ocorrer a lesão de tecidos sobre os quais não se pretendia agir ou não se atingir o efeito pretendido na área de acção, ou seja, na área irradiada. Um conceito importante, que ajuda a compreender o processo referido, é o tempo de relaxação térmico (T_R). T_R é o tempo necessário para que o calor depositado numa determinada região diminua para metade devido à condução deste para a região periférica. Com base nesta definição, para que a acção do laser seja eficiente deve cumprir-se a condição $T_E \ll T_R$. [18]

Densidade de potência (W/cm ²)	Resultado
Baixa (<10)	Aquecimento
Média (entre 10 e 100)	Fotocoagulação
Alta (≥100)	Fotovaporização

Tabela 1.1 – Valores da densidade de potência irradiada nos tecidos e respectivo resultado. (Adaptado de [18])

Existe ainda uma relação entre a densidade de potência irradiada nos tecidos e o respectivo efeito, Tabela 1.1. Na gama de densidade de potência menor de 10 W/cm² o efeito no tecido é de apenas aquecimento. Estas densidades de potência baixas são usadas para usualmente para fototerapia. Já para densidades de potências entre 10 W/cm² e 100 W/cm², é provocada a fotocoagulação dos tecidos. É entre estes valores que se pretende obter resultados neste trabalho experimental. Quando os valores são superiores a 100, o efeito mais evidente é o de fotovaporização pois neste caso a temperatura de ebulição da água é rapidamente atingida e os tecidos são cortados. Por este motivo, os lasers com estas características têm aplicações essencialmente ao nível cirúrgico, podendo funcionar como bisturi, ou como uma forma de remover tecidos extremamente precisa. Neste caso existe ainda a vantagem adicional de os tecidos adjacentes ao corte sofrerem fotocoagulação e por isso são evitadas hemorragias.

É ainda importante referir que, no caso específico dos lasers com densidades de potência elevadas, há que considerar aqueles cuja gama de frequências da radiação emitida se situa no ultravioleta. Para estes, a energia dos fótons do feixe já interfere ao nível das ligações químicas. Portanto, a transferência de energia não implica aumento da temperatura, sendo o corte dos tecidos devido à quebra de ligações químicas. A este fenómeno dá-se o nome de fotoablação.

Os tecidos absorvem a luz de forma selectiva, ou seja, algumas substâncias absorvem especificamente num dado c.d.o., podendo utilizar-se essa especificidade em diferentes aplicações.

Os tecidos biológicos são constituídos por 70% de água e 30% de macromoléculas (proteínas, lípidos, ácidos nucleicos e hidratos de carbono). A água é transparente na gama do visível mas absorve no infravermelho e no ultravioleta. As macromoléculas absorvem em diversas frequências na gama do espectro electromagnético, desde o infravermelho ao ultravioleta. Embora as proteínas absorvam, preferencialmente, no UV, existem excepções como a hemoglobina, que absorve na gama entre aproximadamente 510nm e 600nm. Estes valores podem ser analisados na Figura 1.7.

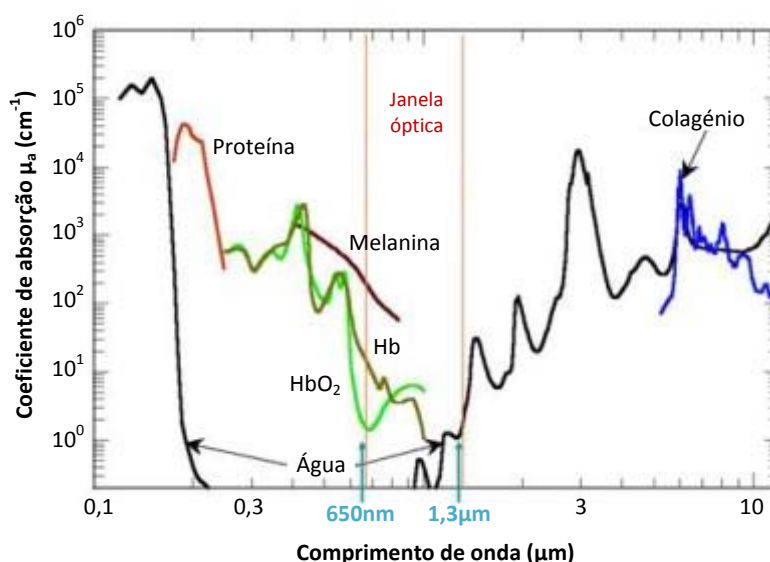


Figura 1.7 – Espectro de absorção dos vários componentes do tecido biológico entre ultravioleta e infravermelho.
(Adaptado de [23])

A habilidade da luz penetrar o tecido vai depender de quanto o tecido absorve a luz. Dentro da janela óptica (Figura 1.7), a maioria dos tecidos são fracos absorvedores de modo que permitem uma penetração significativa da luz. Esta janela estende-se desde 650nm a 1300nm aproximadamente, desde a região laranja do espectro visível até o infravermelho próximo. A janela óptica é limitada, para comprimentos de onda menores, pela absorção da hemoglobina, tanto na forma oxigenada como na forma desoxigenada. A absorção da hemoglobina oxigenada aumenta aproximadamente duas ordens de grandeza quando o comprimento diminui para menos de 600nm. A comprimentos de onda menores muitas mais moléculas absorvedoras tornam-se importantes, incluindo o ADN. No outro extremo da janela óptica, a penetração é limitada pelas propriedades absorvedoras da água. Dentro da janela óptica, a dispersão é dominante sobre a absorção [24]. Assim, a penetração da luz no tecido vai variar consoante o tipo de luz utilizado.

Existem inúmeros tipos de lasers com diferentes comprimentos de onda e diferentes aplicações. Mais especificamente, pela Tabela 1.2, podem-se verificar as distâncias de penetração para água e tecido para diferentes lasers relacionadas com diferentes tipos de laser, e seu comprimento de onda associado.

Laser	Meio	λ (nm)	Duração do pulso	$\delta_{\text{água}}$	δ_{tecido}
Excimer ArF	Gás	193	5-25 ns	25 cm	< 1 μm
Excimer KrCl	Gás	222	250 ns	90 cm	1 μm
Excimer KrF	Gás	248	2-50 ns	1,5 m	1,2 μm
Excimer XeCl	Gás	308	20-300 ns	2,5 m	5 μm
Excimer Xef	Gás	351	1-30 ns	5 m	20 μm
Cu	Metal	511	2,5-20 ns	19 m	0,9 mm
	Vapor	578		5m	1,6 mm
KTP/Nd:YAG	Estado sólido	532	100 ns – 250 μs	10 m	1,1 mm
Nd:YAG	Estado sólido	1064	30-100 ps	3 cm	4 mm
Rubi	Estado sólido	694	20 ns – 1 ms	60 cm	5 mm
Alexandrite	Estado sólido	720-800	0,1 ms	0,2 m	6-8 mm
GaAs	Semicondutor	904	150 fs	5 cm	4 mm
Ti:safira	Estado sólido	700-1000	10 – 100 fs	60 cm	5-8 mm
Ho:YAG	Estado sólido	2100	100 ns – 250 μs	0,1 mm	1 mm
Er:YAG	Estado sólido	2940	10 ns	0,3 μm	1 μm
Electrões livres	Electrões	800-6000	2-10 ps	20 cm – 30 μm	8 mm – 30 μm
CO ₂	Gás	10600	100 ns – 1ms	10 μm	20 μm

Tabela 1.2 – Análise da penetração de diversos tipos de lasers na água e em tecido biológico. (Adaptado de [2])

Analisando a Tabela 1.2, é possível verificar que, a penetração dos lasers no tecido é maior para comprimentos de onda entre 578 e 1064nm, ou seja, que se situam entre o amarelo e o infravermelho próximo. O objectivo deste trabalho vai-se prender assim com a comparação desta mesma gama de comprimento de onda da luz solar, com outra gama de comprimentos de onda menores, de modo a determinar a utilidade deste método para medicina em comparação com os lasers. Do mesmo modo a Figura 1.8 retrata a variação da penetração em tecido biológico relativamente ao comprimento de onda utilizado.

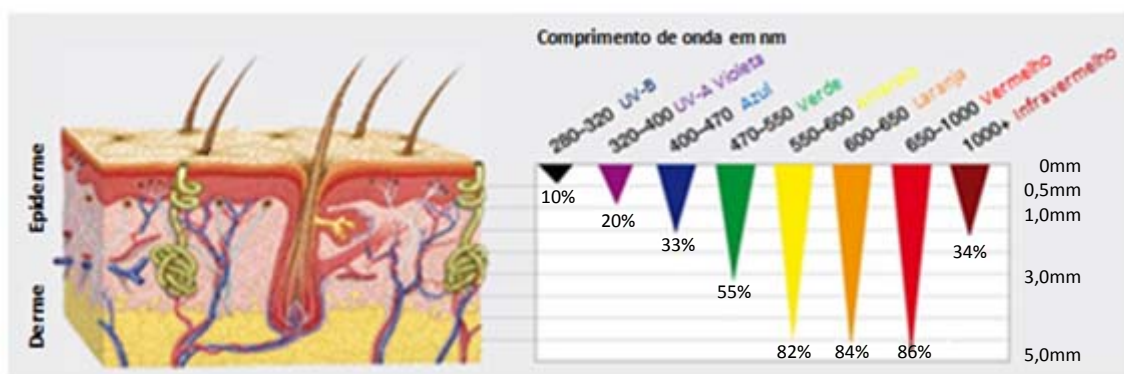


Figura 1.8 – Variação da penetração da luz no tecido de acordo com a zona do espectro utilizada. (Adaptado de [25])

Como tal, tendo em conta a selectividade da absorção, o comprimento de onda utilizado, a par da sua potência, vai condicionar o seu efeito biológico no tecido, a sua penetração neste e, consequentemente, as suas aplicações.

1.3 RADIAÇÃO SOLAR

O Sol é uma estrela de estrutura física algo complexa. É composta por hidrogénio, cálcio, ferros entre outros materiais e tem uma massa de $1,989 \times 10^{36}$ kg (cerca de 332.830 vezes maior que a Terra). É o maior astro do sistema solar e representa 99,8% da massa deste. Tem um raio médio de 1390000 km e uma distância média do nosso planeta de $1,496 \times 10^{11}$ km, não sendo por isso considerado como uma fonte radial pontual.

A energia solar, forma de energia alternativa, tem diversas vantagens relativamente à energia eléctrica: é inesgotável; devido às transformações no interior do Sol, o processo gera muita energia capaz de ser captada; não é poluente; e é gratuita, sendo que apesar do custo inicial no investimento dos equipamentos necessários, a longo prazo compensa a sua utilização.

No entanto, também tem algumas desvantagens: como não pode ser considerado uma fonte pontual (devido as suas enormes dimensões), a radiação solar que incide no concentrador não é paralela no eixo deste mesmo concentrador; a radiação solar não é regular devido à reflexão, dispersão e absorção dos raios solares; e apenas pode ser utilizada em dias sem chuva e de céu limpo, pois a intensidade de potência disponível na face terrestre depende das condições atmosféricas.

A distribuição espectral da radiação solar que chega à superfície terrestre é influenciada por diversos factores, tais como: processos de dispersão provocada por partículas atmosféricas, processos de absorção devido à camada do ozono, ao vapor de água e outras substâncias químicas. Estes factores alteram a intensidade de radiação solar à medida que esta atravessa a atmosfera. [26]

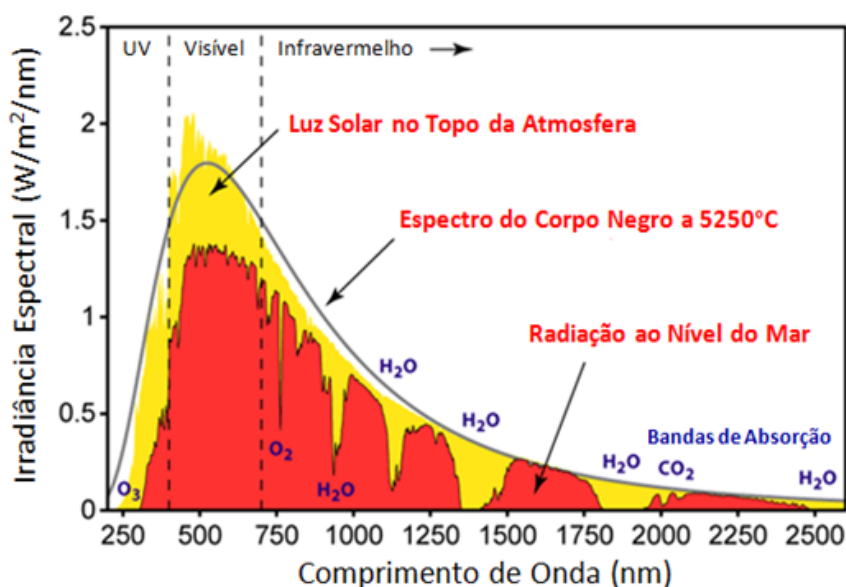


Figura 1.9 – Espectro de radiação solar. (Adaptado de [27])

Na Figura 1.9 são apresentados os espectros da luz solar directa no topo da atmosfera, corpo negro a 5250°C e ao nível do mar. Algumas bandas do espectro são absorvidas pelos gases da atmosfera, quando a luz atravessa esta camada. No entanto a maior parte da radiação solar (cerca de 70%) atinge a superfície terrestre.

1.3.1 LUZ SOLAR NA MEDICINA

A luz solar pode oferecer uma alternativa viável ao laser pois a degradação do tecido requer alta densidade de potência ao invés de coerência. Dado que, com a luz solar, se consegue atingir níveis de densidade de potência equiparáveis às do laser, ao contrário de outras fontes de luz. Além disso, o espectro de absorção de tecido biológico é apropriado para o espectro solar, especialmente quando a penetração desejada é na ordem dos milímetros. [6]

A penetração para a radiação solar em tecido biológico saudável varia desde décimos de micrómetros para luz violeta até alguns milímetros no infravermelho próximo. Isto cobre a gama espectral dos lasers usualmente utilizados cirurgia intersticial. Um exemplo provém da cirurgia solar em que esta, e os estudos já efectuados, podem servir como meio para explorar a eficácia e dinâmica de cirurgia intersticial onde fluxo intenso é essencial ao invés de coerência ou monocromaticidade. As vantagens da coagulação e ablação com luz, tanto solar como laser, relativamente a outras técnicas, como ablação criogénica, estão documentadas em estudos recentes. [9]

Uma outra vantagem da luz solar comparada com a luz laser, além do custo, é que não acarreta riscos de danos oculares para a equipa a fazer o tratamento pois a luz concentrada é entregue ao longe de uma grande gama angular. [8]

Existe no entanto a desvantagem de que a luz solar, devido à sua falta de coerência, não poder ser usada para tratamento de problemas da retina, restringindo-se esta técnica ao tratamento de tumores intersticiais.

1.4 CONCENTRADOR SOLAR

Na construção do protótipo um dos elementos fundamentais é o concentrador solar. Sem este não é possível obter a luz concentrada capaz de produzir os efeitos desejados no tecido biológico. Existem vários tipos de concentradores que podem ser usados, como por exemplo o espelho parabólico ou a lente de Fresnel.

O espelho parabólico é um instrumento útil em aplicações onde é necessária concentração numa pequena área de um elevado fluxo energético [7]. A sua principal função é a reflexão de raios paralelos ao seu eixo provenientes de uma fonte de energia luminosa, direccionando-os para o foco.

Dado que este trabalho não incide apenas na utilização de um foco de luz para fotocoagulação, mas sim na separação de cor para posterior utilização desta, o espelho parabólico não será a melhor opção. Neste capítulo será assim feita uma descrição da lente de Fresnel e das características que permitem que esta lente seja a mais apropriada para este trabalho.

1.4.1 LENTE DE FRESNEL

Em 1748 foi sugerido que as lentes poderiam ter o seu peso sensivelmente diminuído se a superfície esférica, em vez de contínua, fosse dividida num conjunto de anéis circulares concêntricos sucessivos. Montados adequadamente, formariam uma lente esférica numa superfície plana.

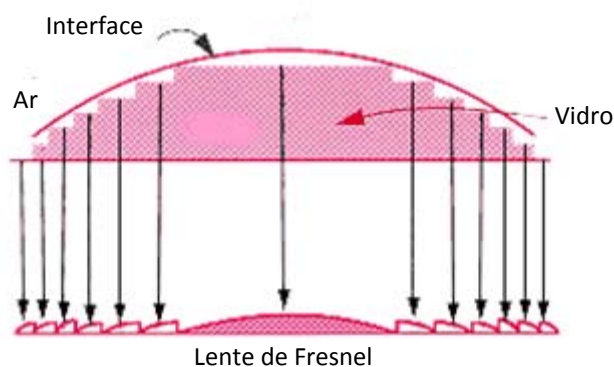


Figura 1.10 – Comparação entre o corte de uma lente plano-convexa e uma lente de Fresnel de potência equivalente. [28]

Uma lente Fresnel é um tipo de lente inventada pelo físico francês Augustin-Jean Fresnel. Criada originalmente para o uso de faróis, o seu desenho possibilita a construção de lentes de grande abertura e curta distância focal sem o peso e volume do material que seriam necessários a uma lente convencional. Comparadas a estas, as de Fresnel são bem mais finas, permitindo a passagem de mais luz, e assim os faróis com elas equipados são visíveis a distâncias bem maiores. [29]

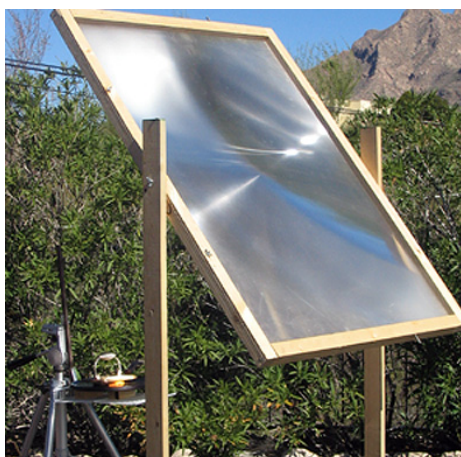


Figura 1.11 – Exemplo de lente de Fresnel como concentrador solar. [30]

A desvantagem principal destas lentes é o facto de possuírem aberração cromática, que leva a um decréscimo significativo na eficiência energética na concentração de radiação solar. Basicamente, a aberração cromática é causada por raios de luz de diferentes comprimentos de onda alcançando o foco a diferentes distâncias da lente. Pode ser definida como a incapacidade da lente focar todas as cores num mesmo ponto devido ao facto destas terem um diferente índice de refração para diferentes comprimentos de onda. Dado que a distância focal f de uma lente é dependente do índice de refração n , diferentes comprimentos de onda de luz vão ser focados em diferentes posições. A Figura 1.12 exemplifica essa mesma aberração cromática para uma lente.

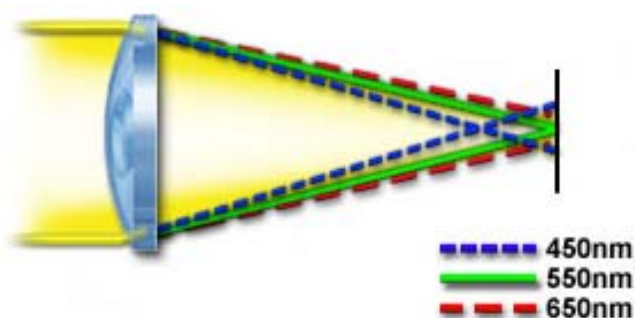


Figura 1.12 – Aberração cromática para uma lente plano-convexa. (Adaptado de [31])

O azul vai ser focado a uma distância mais curta e o vermelho a uma distância maior. Dado que os raios naturais de luz são uma mistura de cores, cada aberração irá ter um valor consoante a cor, produzindo assim imagens desfocadas. O índice de refração diminui com o aumento do comprimento de onda. Esta propriedade desfavorável das lentes de Fresnel é, no entanto, benéfica para o sucesso da proposta técnica de separação de cor.

Apesar da qualidade da imagem produzida por este tipo de lentes ser pior do que a de uma lente normal, as lentes de Fresnel são bastantes úteis devido ao facto de serem bastante finas, o que torna a luz perdida por absorção muito menor.

1.5 SEPARAÇÃO DE COR

A separação de cor pode ser alcançada tanto por filtros ópticos como por prismas ou mesmo por espelhos. Nesta secção vão ser analisados vários métodos de separação de cor e as suas vantagens e desvantagens, de modo a utilizar o mais apropriado para este trabalho.

1.5.1 FILTROS ÓPTICOS

Os filtros ópticos [17, 32] usualmente reflectem a porção indesejada de luz e transmitem o remanescente. Estes tendem a ser caracterizados pela cor que reflectem e produzem luz que é perceptível pelo Homem como sendo altamente saturada.

Revestimentos específicos são aplicados em lentes que filtram as frequências de luz desejadas. Ao controlar a espessura e o número de camadas de revestimento, é possível controlar a largura da banda de comprimento de onda desejada.

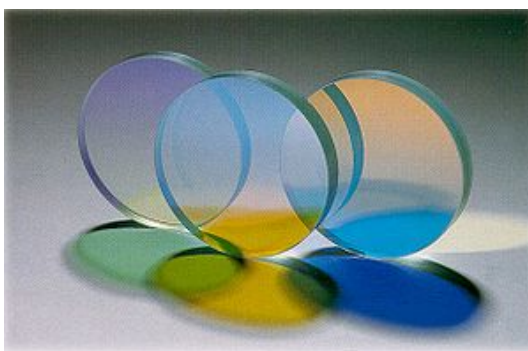


Figura 1.13 – Filtros ópticos. [33]

Apesar deste método produzir uma elevada pureza na cor, quando luz solar concentrada está envolvida, é necessária uma grande área de filtro óptico de modo a evitar sobreaquecimento. Arrefecimento alternativo também se pode tornar indispensável, o que torna este método dispendioso.

1.5.2 PRISMAS

Um prisma pode separar luz ao dividir as suas componentes espectrais. Isto ocorre pois o ângulo de refacção é dependente do índice de refacção que por sua vez é dependente do comprimento de onda [17]. O resultado é o indicado pela Figura 1.14.

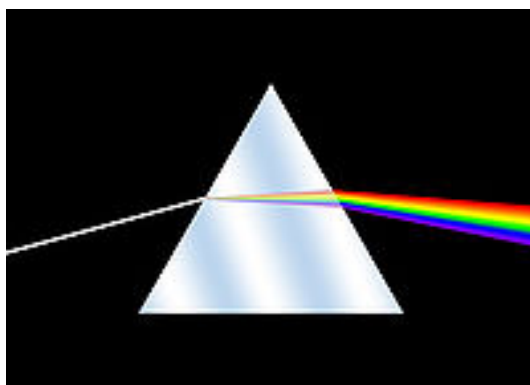


Figura 1.14 – Prisma dispersivo separando as cores da luz. [34]

No entanto, só radiação solar com ângulos de divergência pequenos pode ser separada com sucesso por prismas, tornando este método desvantajoso para este projecto.

1.5.3 ESPELHOS

Os sistemas de espelhos têm vindo a ser utilizados num número cada vez maior de aplicações. É relativamente simples construir sistemas que funcionem satisfatoriamente por reflexão numa larga gama de frequências.

Um espelho plano reflecte a luz em cada ponto de acordo com a Lei da Reflexão (o ângulo de incidência é igual ao ângulo de reflexão). Um espelho esférico, mais especificamente côncavo, pode também ser utilizado neste trabalho para reflectir a luz. Este tipo de espelhos reflecte a luz para um foco, Figura 1.15. São denominados de convergentes pois tendem a colectar a luz que incide sobre eles, focando novamente os raios. Existem ainda espelhos reflectores que podem ser originados através do polimento de metais, sendo a reflexão característica do material utilizado.



Figura 1.15 – Espelho parabólico a concentrar luz solar no foco. [35]

Uma técnica simples para separação de cor é assim proposta para fotocoagulação solar utilizando espelhos reflectores e será estudada no Capítulo II.

1.6 GUIAS DE ONDA

A condução da luz por reflexão interna total ao longo de materiais dielétricos de reduzido diâmetro e comprimento elevado, não é uma ideia recente. Já em 1870, John Tyndall mostrou que a luz podia ser confinada e conduzida ao longo de finas colunas de água [36]. Não muito depois, foi possível demonstrar a condução da luz por guias de vidro.

As fibras de vidro, virtualmente sem impurezas, transformaram-se no meio de transmissão mais interessante, acumulando diversas vantagens: perdas por transmissão reduzidas, elevada capacidade de transmissão, dimensões e massa reduzida, imunidade às interferências electromagnéticas e abundância da matéria-prima de base (areia). Ao contrário de outros condutores de luz, como por exemplo as fibras ópticas, as guias de onda não possuem uma casca protectora.



Figura 1.16 – Guias de onda circulares de sílica fundida. [37]

Neste trabalho as guias de onda têm uma particular importância pois é o meio através do qual é feita a transmissão de potência do foco para o tecido biológico. Para além desta função, a guia de onda irá também funcionar como uniformizadora de luz.

No caso deste trabalho foram utilizadas duas guias de onda de sílica fundida. Este material tem uma elevada resistência térmica, contrariamente às fibras ópticas plásticas que apresentam uma temperatura de operação entre -40°C e 70°C e baixa expansão térmica. O seu índice de refração é de 1,458 [26]. Estas fibras são utilizadas para telecomunicações, aplicações médicas e transporte de energia.

1.6.1 TRANSMISSÃO

A sílica fundida demonstra ter boa transmitância desde 200nm até 2000nm. Oferece ainda boa homogeneidade, o que as torna uma boa opção para este tipo de projecto. Na Figura 1.17 é possível observar a transmissão da sílica fundida relativamente ao comprimento de onda, onde se pode observar que na gama de comprimentos de onda utilizados neste trabalho, a transmissão é bastante elevada.

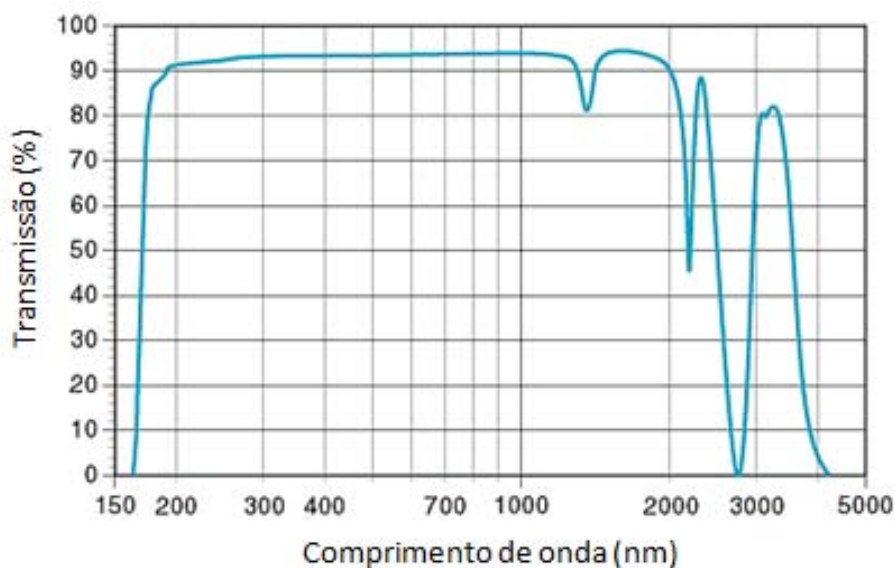


Figura 1.17 – Transmissão da sílica fundida. (Adaptado de [38])

1.6.2 ATENUAÇÃO DO SINAL

Relativamente às guias de onda temos ainda que ter em conta a atenuação do sinal. A atenuação de um sinal é definida como a razão entre a potência de saída e a potência de entrada de uma guia de onda de comprimento L. O símbolo α expressa a atenuação em decibéis por quilometro (dB/km) e é dado por:

$$\alpha = \frac{10}{L} \log \left(\frac{P_{\text{entrada}}}{P_{\text{saída}}} \right) \quad (1.3)$$

Nas guias de onda os principais mecanismos de atenuação são as perdas radiactivas da energia, a absorção e a dispersão.

Tanto a absorção como a dispersão estão relacionadas com o material da guia de onda. No entanto, a dispersão também depende das imperfeições estruturais da guia de onda. A atenuação

devido aos efeitos radiativos deve-se a perturbações microscópicas e macroscópicas da geometria da guia de onda. [2]

As guias de onda quadradas permitem uma maior uniformização da luz comparativamente às guias de onda circulares, pois estas transportam a luz primeiramente na periferia e só depois no centro. Esta é uma das vantagens do uso de guias de onda quadradas.

1.6.3 ABERTURA NUMÉRICA

Toda a radiação incidente na superfície de entrada de um sistema de transmissão ideal é transmitida sem que haja um decréscimo de potência de saída. Contudo, o material utilizado sofre perdas intrínsecas que limitam a eficiência. Para além deste tipo de perdas, há que considerar a potência incidente na superfície que não é colectada e a radiação que apesar de colectada não emerge na saída. Ambos os casos estão relacionados com um parâmetro designado de ângulo crítico, θ_c .

Segundo a Lei de Snell, à medida que o ângulo de incidência θ_1 diminui num material com elevado índice de refração, o ângulo refractado θ_2 aproxima-se de zero. Para além deste ponto a refração não é possível e ocorre a reflexão total da luz. Quanto o ângulo de incidência θ_1 é melhor que o ângulo crítico, as condições para a reflexão total da luz estão satisfeitas. [39]

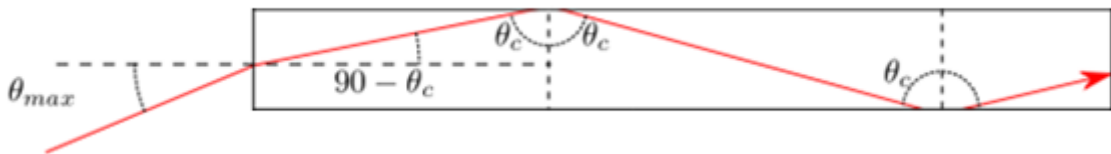


Figura 1.18 – Ilustração da abertura numérica de uma guia de onda. (Adaptado de [40])

O cone de luz que entra na guia é determinado pela abertura numérica (AN) onde θ_{max} é o ângulo de aceitação:

$$AN = n_0 \sin(\theta_{max}) \quad (1.4)$$

A equação anterior define então a abertura numérica de uma guia para raios meridionais, aproximando à teoria do raio de luz, em que um raio congruente no final de uma guia de onda vai ser aceite pela guia apenas se incidir com um ângulo θ definido pela abertura numérica.

A abertura numérica relaciona-se com o ângulo máximo de aceitação e é normalmente usada para descrever a capacidade de aceitação da guia. Pode também ser utilizada para calcular a eficiência de transmissão de sinal.

Num sistema de transmissão, para que toda a energia incidente seja transmitida na superfície, é necessário que o ângulo de aceitação seja de pelo menos 60° , que é o ângulo de incidência máximo.

No entanto, as fibras de vidro possuem uma transmissão um pouco melhor na região UV do espectro e uma transmissão muito melhor na região do IV, tendo uma abertura numérica teórica de 1 [41].

CAPÍTULO II

2 DESCRIÇÃO DO SISTEMA ÓPTICO E ANÁLISE NÃO SEQUENCIAL DE RAIOS EM ZEMAX™

O traçado de raios é usado para descrever a propagação de raios de luz através de um sistema de lentes ou instrumentos ópticos, permitindo que as propriedades de formação de imagem do sistema sejam modeladas. Ao incidir numa determinada superfície, os raios de luz podem sofrer diferentes processos dependendo da superfície com que interagem. Existem dois modos pelo qual o estudo do traçado de raios pode ser realizado: modo sequencial e modo não sequencial.

A maioria dos sistemas de imagem pode ser descrita por superfícies ópticas que são sequenciais. O modo sequencial do traçado de raios significa que os raios são traçados de superfície em superfície numa sequência predefinida. As superfícies são numeradas sequencialmente, começando do zero para o objecto, e sucessivamente para as outras superfícies até à imagem. O traçado de raios sequencial significa que um raio começará na superfície 0, depois irá atingir a 1, depois a 2, etc. Ou seja, não haverá traçado de raios da superfície 5 para a 3, mesmo que a localização física dessas superfícies tornasse esse o caminho correcto. Este modo tem algumas limitações evidentes no que diz respeito a sistemas ópticos complexos.

No âmbito deste trabalho será utilizado o traçado de raios não sequencial. Neste modo os raios são traçados apenas através do caminho físico realizável até serem interceptados por um objecto. Aí o raio sofre refacção, reflexão ou absorção, dependendo das propriedades do objecto. O raio posteriormente continua num novo caminho. No modo não sequencial do traçado de raios, estes podem atingir qualquer grupo de objectos em qualquer ordem ou então atingir o mesmo objecto repetidamente, dependendo da geometria e propriedades deste.

O software utilizado para testar e simular o protótipo é o ZEMAX™. Este software permite modelar a propagação de raios através de elementos ópticos como lentes e espelhos. A análise não sequencial vai permitir conhecer valores de potência e a imagem resultante em detectores previamente inseridos. Com estes valores será assim possível analisar a viabilidade do protótipo estudado e, consequentemente, analisar o seu possível efeito.

O protótipo projectado é constituído por vários componentes que integram o sistema óptico que permitirá alcançar a fotocoagulação em tecido biológico. Estes componentes são o concentrador solar, o separador de cor e as guias de onda.

Neste capítulo é assim efectuado o estudo do sistema óptico utilizado recorrendo à análise do traçado de raios não sequencial em ZEMAX™, bem como dos parâmetros utilizados. Como concentrador solar é utilizada a lente de Fresnel, já mencionada no capítulo anterior. Para o separador de cor são estudados 3 métodos independentes onde se irá proceder à comparação e escolha do método mais apropriado para fotocoagulação no tecido biológico. É também analisada a construção dos componentes e os valores experimentais decorridos neste processo de optimização do sistema óptico.

2.1 RADIAÇÃO SOLAR - PARÂMETROS DA FONTE DE LUZ

O espectro solar padrão¹ para AM1.5 é usado para definir a irradiância espectral ($\text{W}/\text{m}^2/\text{nm}$) para cada fonte na análise de traçado de raios em ZEMAX™. A irradiância cumulativa integrante de todo o espectro solar é igual ao valor típico terrestre de $900\text{W}/\text{m}^2$.

A fonte de luz circular simulada em ZEMAX™ vai depender do ângulo máximo de incidência dos raios solares na superfície terrestre, de modo a que esta possa ser simulada. Este ângulo pode ser calculado recorrendo à distância do Sol à Terra e ao diâmetro do Sol.

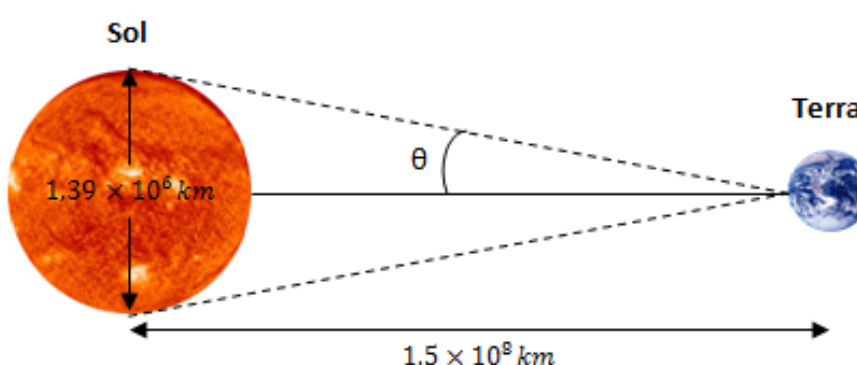


Figura 2.1 – Ângulo máximo de incidência dos raios solares na superfície terrestre.

Assim, o ângulo de incidência máximo pode ser calculado por:

$$\tan(\theta) = \frac{R_{sol}}{L_{TS}} \quad (2.1)$$

De onde se obtém $\theta \approx 0,27^\circ$. Este valor foi introduzido nos parâmetros da fonte solar na simulação.

Para investigar o efeito de fotocoagulação solar, é conveniente definir duas gamas de radiação do espectro solar. Primeiro, a componente fria de radiação composta por comprimentos de onda correspondentes a ultravioleta, violeta, azul e verde e segundo, a componente quente da radiação composta por comprimentos de onda correspondentes a amarelo, laranja, vermelho e infravermelho. A tabela de comprimentos de onda utilizados neste trabalho encontra-se no Anexo A.

¹ ASTM G159-98 tabelas padrão para irradiância solar espectral a AM1.5

2.1.1 SISTEMA ÓPTICO E SEGUIDOR SOLAR

O sistema óptico para fotocoagulação solar é composto pela lente de Fresnel, pelo separador de cor, e pelas guias de onda para transmitir a radiação solar quente e fria para o tecido biológico. Todos estes componentes são montados num suporte de estrutura mecânica, Figura 2.2.

Este suporte consiste numa estrutura mecânica pré-existente hexagonal que foi modificada de modo a elevar a lente de Fresnel para que esta tenha o mínimo de interferências possíveis. Seguiu-se ainda a construção de raiz de um suporte menor circular com o objectivo de sustentar o separador de luz e as guias de onda. A estrutura hexagonal tem também o objectivo de sustentar este suporte menor e de servir de meio de ligação com o seguidor solar.

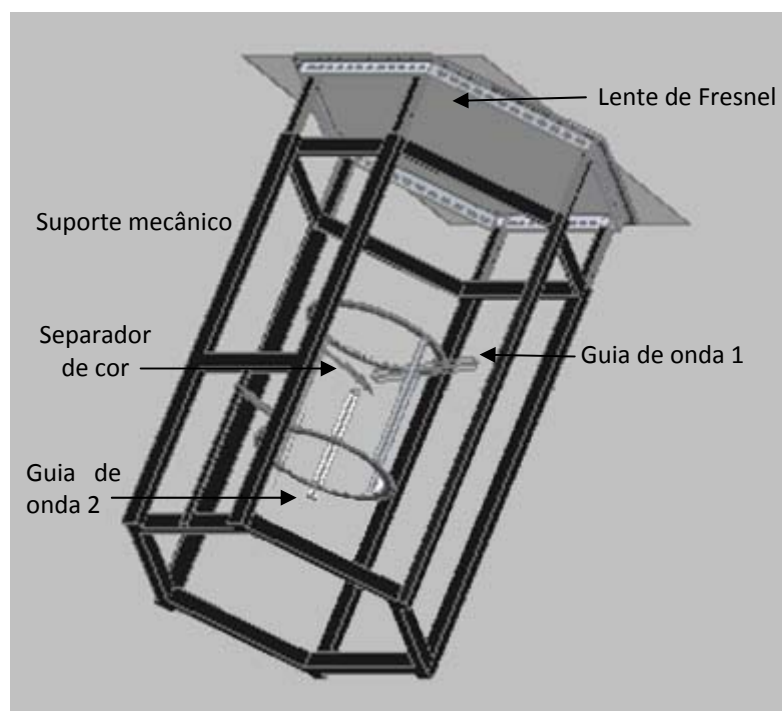


Figura 2.2 – Representação em AutoCAD™ do sistema óptico utilizado.

De modo a obter um protótipo de fotocoagulação solar eficiente, é necessário um método que permita seguir o sol para a obtenção de melhores resultados. Ao longo deste processo foram usados dois métodos: um manual e um automático.

2.1.1.1 SEGUIDOR SOLAR MANUAL

O método manual, representado Figura 2.3, consiste na utilização de uma mesa rotativa, à qual é colocada o suporte com o sistema óptico desenvolvido. O suporte com o sistema óptico é colocado sobre a mesa e o ângulo desta é modificado consoante a posição actual do sol. Este método tem a desvantagem de não ser totalmente eficiente dado que está sujeito à percepção humana, mas tem a vantagem de ter um custo reduzido. Na Figura 2.3 pode-se observar o suporte mecânico, a lente de Fresnel e a mesa rotativa.

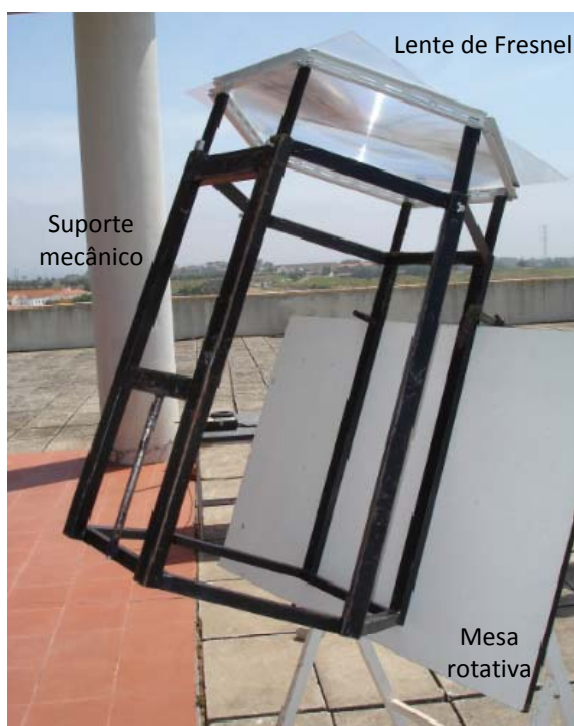


Figura 2.3 – Foto da estrutura mecânica montada no seguidor manual.

2.1.1.2 SEGUIDOR SOLAR AUTOMÁTICO

O seguidor solar automático de dois eixos, Figura 2.4, foi originalmente desenhado para suportar nove módulos PV para geração eléctrica. Segue o Sol automaticamente durante o dia e retorna para a sua posição inicial durante a noite. O erro deste seguidor é de menos de $0,5^\circ$. O suporte mecânico dos módulos PV foi modificado para se adaptar tanto à lente de Fresnel como à estrutura mecânica associada. Este método torna-se indispensável para resultados estáveis de fotocoagulação.

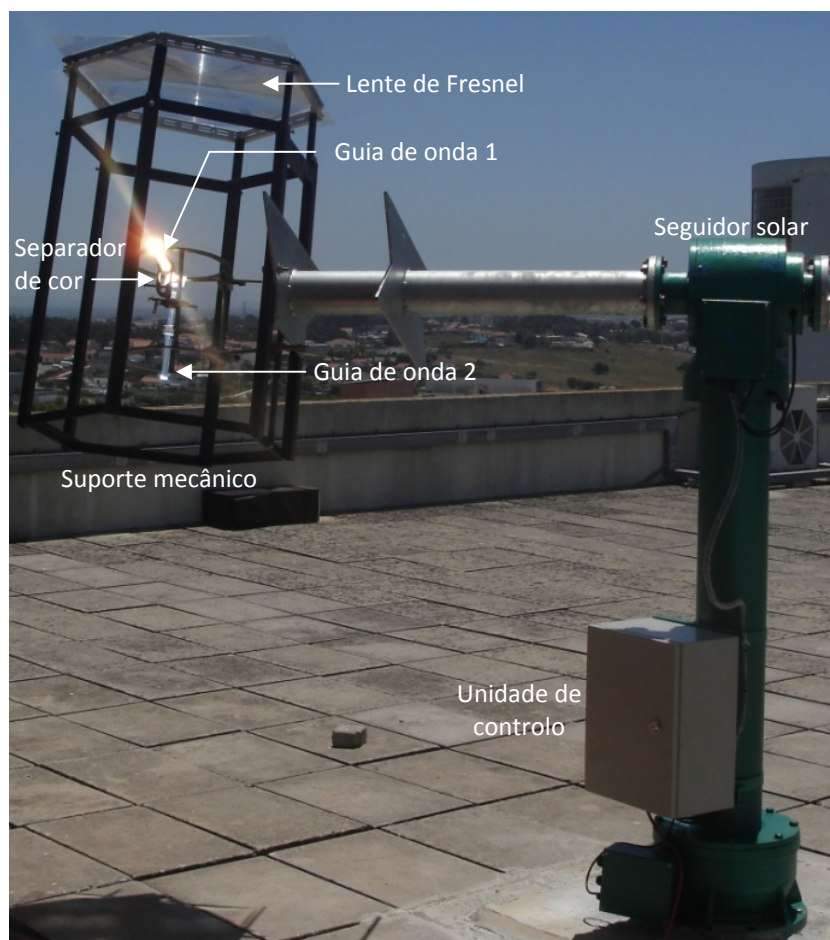


Figura 2.4 – Foto da estrutura mecânica montada no seguidor solar automático de dois eixos.

2.2 LENTE DE FRESNEL

Este tipo de lentes já foi descrito anteriormente (secção 1.4.1). A lente simulada tem um diâmetro de 60cm, 2mm de espessura, uma distância focal de 62cm e o seu material é PMMA. O PMMA é um material termoplástico rígido e transparente. Valores de transmissão do material pelo qual a lente é constituída foram tidos em conta para a realização do estudo da lente e do sistema óptico e podem-se encontrar no Anexo B.

A escolha da lente foi baseada em diversas experiências realizadas no âmbito deste trabalho. Durante o processo de optimização foram analisadas lentes com diferentes diâmetros. Foi assim escolhida a lente apropriada de modo a ser obtida uma potência suficientemente grande para provocar fotocoagulação nos tecidos.

Será assim feita uma análise à lente de Fresnel utilizada, procedendo-se ao cálculo de alguns parâmetros essenciais para o estudo do sistema óptico utilizado.

Considerando a irradiância solar de 900W/m^2 e as medidas da lente, é possível determinar a potência de luz incidente sobre a área da lente.

$$A_{lente} = \pi r^2 = \pi \times 0,30^2 = 0,2827\text{m}^2 \quad (2.2)$$

$$P_{incidente} = 0,2827 \times 900 = 254,4\text{W} \quad (2.3)$$

É possível ainda determinar o ângulo de aceitação da lente. Este pode ser calculado através da distância focal e do raio da lente:

$$\tan(\theta) = \frac{r_{lente}}{f} = \frac{30}{62} \quad (2.4)$$

O ângulo máximo com que um raio chega ao foco, depois de atravessar a lente, é de $25,8^\circ$. A distribuição angular da potência pode ser obtida através de simulação em ZEMAX™.

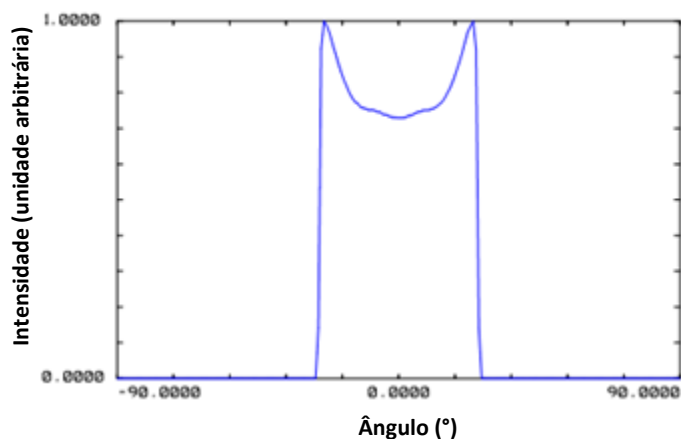


Figura 2.5 – Gráfico da intensidade de potência dos raios em função do ângulo de incidência da radiação.

Como se pode verificar pela Figura 2.5, existe uma maior incidência de radiação no foco proveniente da periferia da lente de Fresnel. É ainda importante referir que a distribuição radial obtida está de acordo com o esperado, dado que não existe incidência de raios de ângulos acima de $25,8^\circ$.

Em seguida foi analisada a distribuição de radiação espacial no foco, e sua intensidade.

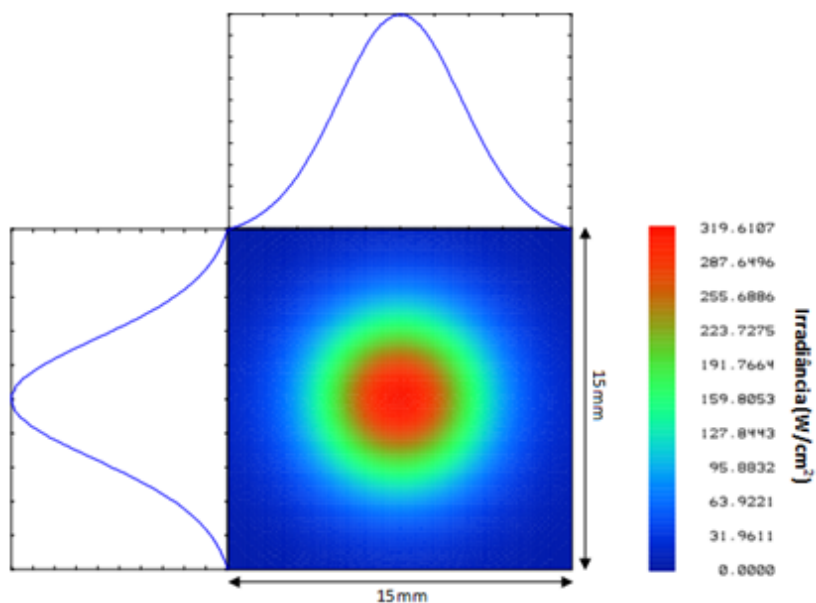


Figura 2.6 – Distribuição do foco ao longo de um detector quadrado de secção 15mm, e sua intensidade em cor falsa.

Analisando a Figura 2.6 é possível observar que a distribuição no foco assemelha-se a uma distribuição gaussiana. Assim, para uma potência incidente de 254,4W, o valor da potência total no foco é de 232,4W, em simulação. Na prática foi medida um total de 180W de potência ao longo de uma zona focal desfocada. A dependência da distância focal relativamente aos comprimentos de onda do espectro solar é analisada através da análise do traçado de raios em ZEMAXTM.

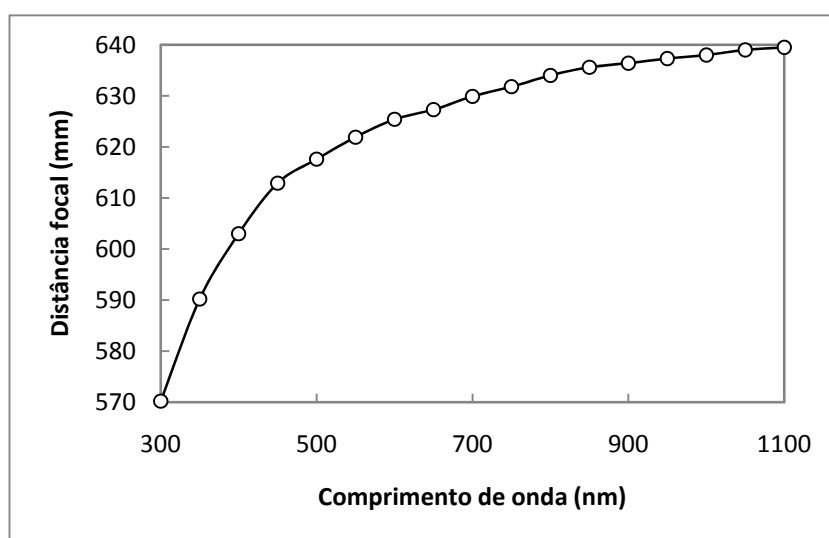


Figura 2.7 – Dependência da distância focal da lente de Fresnel com o comprimento de onda.

A forte dependência da distância focal relativamente ao comprimento de onda é facilmente observada na Figura 2.7, onde a distância focal aumenta com o comprimento de onda. O aumento é acentuado inicialmente desde a gama de UV até à zona do visível, enquanto que se torna gradualmente saturado na região de IV. Por um lado, devido à aproximação de todas as distâncias focais para comprimentos de onda acima de 600nm, as radiações solares estão concentradas na região focal 630-640mm ao longo do eixo óptico da lente de Fresnel. À medida que a distância focal varia entre 590nm e 640nm, o ponto focal de 20mm de diâmetro altera-se gradualmente para um ponto focal mais forte de 7mm de diâmetro, onde a luz solar e a interação com o material é mais eficaz. Por outro lado, existe uma grande dispersão de distâncias focais entre 570mm e 630mm para comprimentos de onda inferiores a 600nm. Assim, as cores pertencentes a este intervalo, cores frias, estão dispersas ao longo de 60mm, o que impede um ponto focal nítido para estes comprimentos de onda. Logo, o rácio entre luz solar composta por cores frias e cores quentes é dependente da posição do separador de cor ao longo do eixo óptico da lente de Fresnel.

2.3 OPTIMIZAÇÃO DO SEPARADOR DE COR

Ao usar radiação solar acima de 600nm pode ser esperada numa penetração mais profunda. Em comparação, radiação abaixo de 600nm também será analisada. Sabendo as características da aberração cromática da lente de Fresnel, é agora possível discutir a técnica de separação de cor através da utilização de espelhos reflectores.

Ao longo deste projecto foi necessário conciliar a análise teórica, ou seja, da análise do traçado de raios em ZEMAXTM, com a análise prática, alternando entre as duas sempre que necessário para obter um melhor resultado e otimizar o processo. Foram estudados três métodos distintos de separação de cor recorrendo à simulação em ZEMAXTM e posterior construção dos componentes. Tanto a análise teórica como prática de cada método de separação de cor será assim analisada nesta secção.

2.3.1 ESPELHO PLANO E CÓNICO

Na Figura 1.12 são bem distintas as diferentes cores associadas a comprimentos de ondas diferentes, havendo uma mistura de todos os comprimentos de onda no centro. Como tal, através de espelhos reflectores será possível fazer convergir os raios na periferia para fora do caminho dos raios da lente.

Este método consiste na utilização de dois espelhos distintos, cada um com o objectivo de separar uma gama de comprimentos de onda diferentes. O primeiro consiste num espelho plano rectangular com um orifício elíptico com o objectivo de separar a componente quente da radiação solar concentrada e o segundo consiste num espelho cónico também com um orifício elíptico, com o objectivo de separar a componente fria da radiação solar.

2.3.1.1 ANÁLISE TEÓRICA

Na Figura 2.8 é possível observar a separação de diferentes componentes do espectro solar. As dimensões usadas nesta simulação foram obtidas recorrendo à análise do traçado de raios em ZEMAXTM e tendo em conta o ângulo dos raios. Para simular foram também utilizados comprimentos de onda correspondentes ao vermelho, azul e verde para permitir uma melhor visualização. O

espelho plano foi projectado em ZEMAXTM. Já o espelho cónico, devido à sua complexidade, foi projectado recorrendo ao software AUTOCADTM.

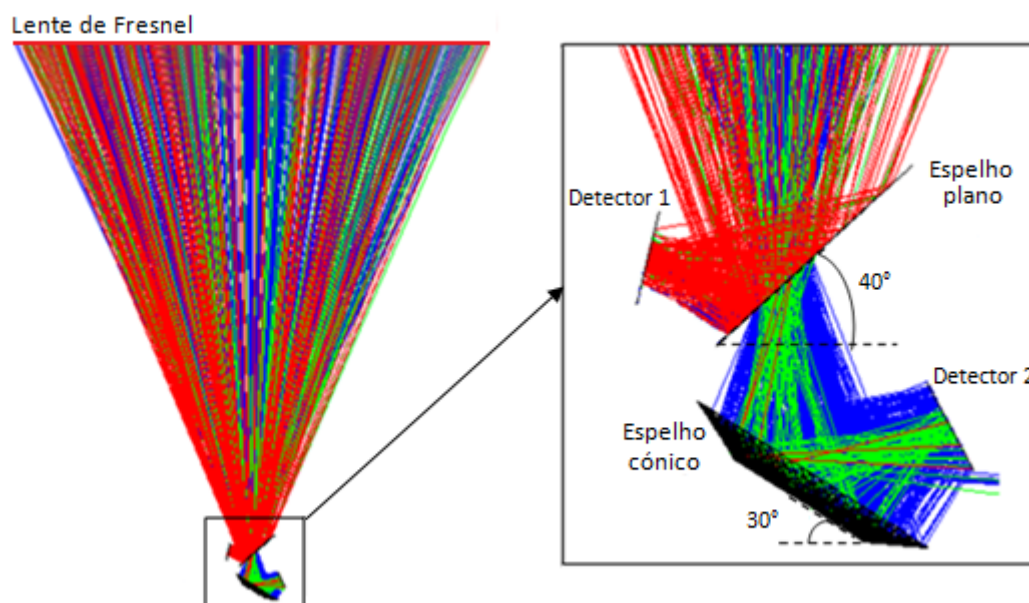


Figura 2.8 – Esquema utilizado para separar as duas gamas de cor com dois espelhos reflectores.

É efectuada análise do traçado de raios em ZEMAXTM para determinar as dimensões optimizadas do orifício elíptico dos separadores. Um espelho plano com dimensões 50mmx54mm, Figura 2.9, com um orifício elíptico ($a=18\text{mm}$ e $b=11,5\text{mm}$) proporciona um melhor efeito de separação de cor, reflectindo a porção quente da radiação solar para uma guia de onda, enquanto permite a passagem da porção fria da radiação solar para outra guia de onda através do orifício elíptico.

O segundo espelho, devido à impossibilidade física de se situar antes do foco, situa-se depois deste, o que origina a que este segundo espelho seja parabólico ou cónico de modo a focar novamente os raios provenientes do orifício do espelho plano. Foram estudados diversos espelhos, e conclui-se que a aproximação de um espelho cónico em substituição de um parabólico seria a solução a tomar dado que as perdas não eram significativas. Mais uma vez, este espelho foi optimizado através da simulação deste com diferentes configurações. Na Figura 2.9 pode-se observar o esquema em AutoCADTM dos espelhos projectados, incluindo as suas dimensões.

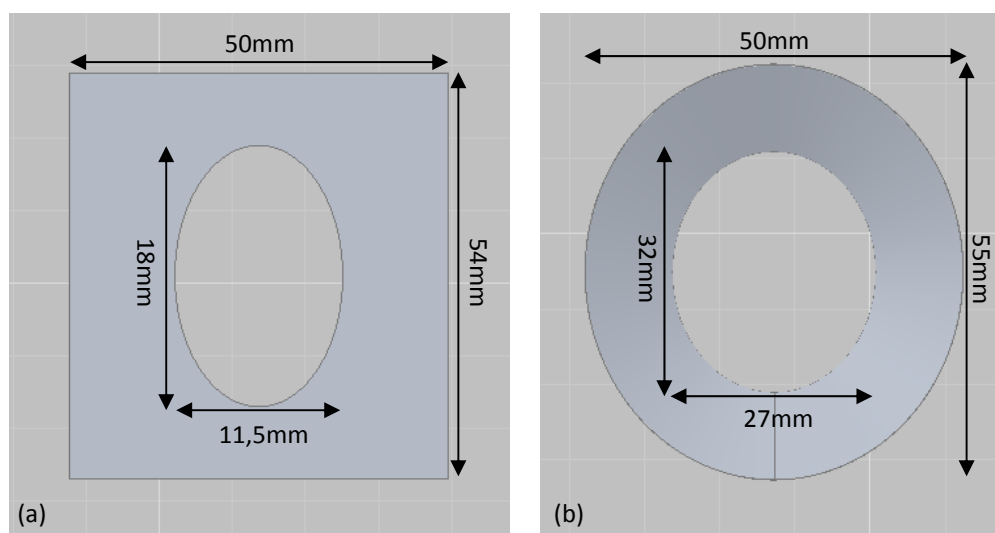


Figura 2.9 – (a) Espelho plano rectangular com orifício elíptico. (b) Espelho cónico com orifício elíptico.

O orifício dos espelhos é elíptico devido ao ângulo formado por estes relativamente à lente de Fresnel. O tamanho do orifício em ambos os espelhos foi estudado tendo em conta o diâmetro da forma formada pelos raios de luz não reflectidos pelo espelho em causa.

Analisando a Figura 2.8, devido à maior distância focal da cor vermelha, ao situar o espelho plano antes do ponto focal da lente de Fresnel, os raios incidentes neste são desviados para um novo foco. Por sua vez, os raios que atravessam o orifício elíptico deste espelho, agora com menos radiação solar quente, serão novamente focados através do espelho cónico para um novo foco.

Durante o processo de optimização, também foram analisadas as distâncias dos espelhos ao foco, a sua inclinação e a sua capacidade de focar a luz recorrendo ao software ZEMAXTM.

No que diz respeito aos focos foi também necessário um estudo independente para optimizar o foco de cada um dos espelhos, de modo a que o feixe de luz seja, depois, transmitido através da guia de onda, evitando o máximo de perda possível. Este estudo foi efectuado recorrendo a todos comprimentos de onda do espectro solar. São usados detectores com as mesmas dimensões das guias de onda existentes em laboratório.

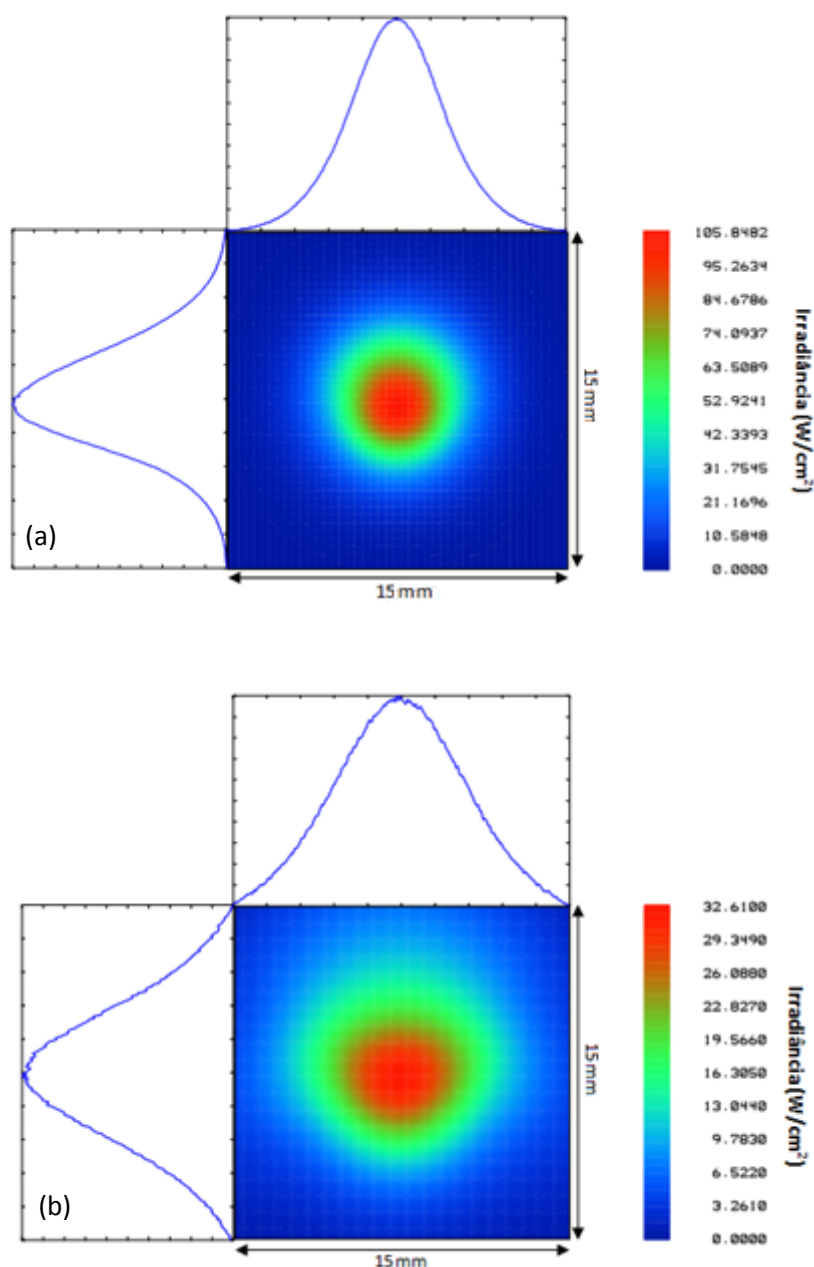


Figura 2.10 – Distribuição espacial do foco do espelho plano (a) e do espelho cónico (b).

É possível observar pela Figura 2.10a que a distribuição se aproxima de uma distribuição gaussiana. O foco mais uma vez se encontra dentro dos limites desejados. A potência total deste foco foi de, aproximadamente, 33,5W.

Pela Figura 2.10b é possível observar que a distribuição do foco para o espelho cónico não é tão uniforme como para o espelho rectangular. Facto este que se deve às aproximações efectuadas do espelho. No entanto o foco encontra-se dentro dos limites desejados. A potência total deste foco foi de, aproximadamente, 23W.

É necessário agora determinar que gamas de comprimentos de onda estão a ser detectadas pelos dois detectores. Através da análise do traçado de raios em ZEMAX™ é possível determinar a intensidade relativa de potência nos dois detectores, bem como os comprimentos de ondas reflectidos, desde UV a IV.

É de notar que nenhuma das cores é pura, ou seja, haverá sempre mistura de cores aquando da reflexão. São no entanto em intensidades muito diferentes, como pode ser observado na Figura 2.11.

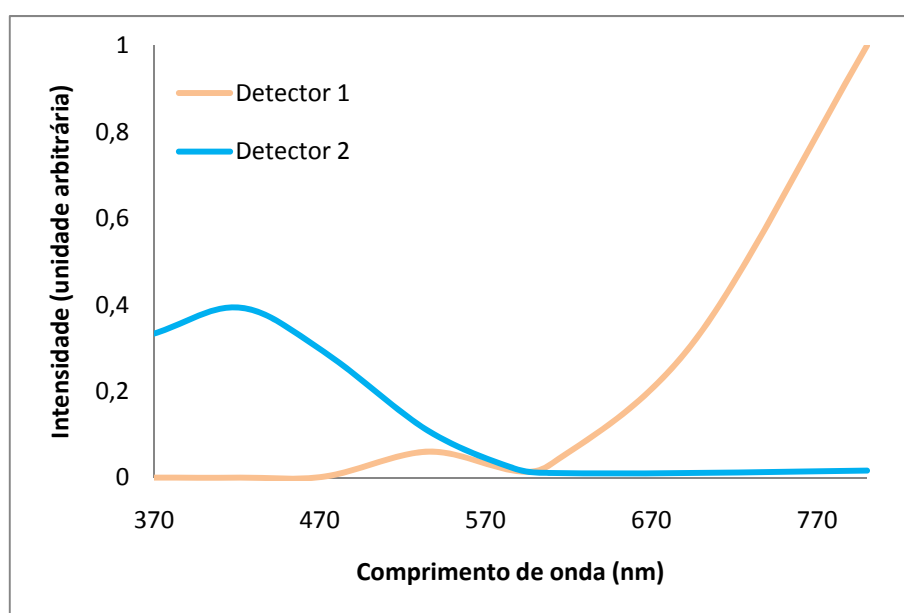


Figura 2.11 – Gráfico representativo da potência por comprimento de onda em cada detector.

Analisando o gráfico da Figura 2.11 é possível verificar que para o detector 1 a potência é mais elevada na zona do infravermelho, aumentando com o aumento do comprimento de onda, havendo no entanto um pico ligeiro na região do verde. No detector 2 predomina o azul e o violeta, diminuindo de intensidade à medida que o comprimento de onda aumenta. É assim possível afirmar que existe uma separação em duas gamas de comprimentos de onda diferentes.

A separação de cor da Figura 2.11 é favorável à realização deste trabalho. No entanto, é ainda necessário determinar a irradiância de cada foco para determinar se a potência é suficiente para fotocoagulação.

$$A_{Detector\ 1} = A_{Detector\ 2} = 15mm \times 15mm = 225mm^2 = 2,25cm^2 \quad (2.5)$$

$$I_1 = \frac{P}{A} = \frac{33,5}{2,25} W/cm^2 = 14,9 W/cm^2 \quad (2.6)$$

$$I_2 = \frac{P}{A} = \frac{23}{2,25} W/cm^2 = 10,2 W/cm^2 \quad (2.7)$$

Assim, teoricamente, pela Tabela 1.1 da secção 1.2, o resultado obtido no tecido biológico para a luz reflectida para ambos os espelhos seria de fotocoagulação, dado que o valor de densidade de potência obtido situa-se entre 10 e 100W/cm².

2.3.1.2 CONSTRUÇÃO E TESTE

Posteriormente à análise não sequencial do traçado de raios em ZEMAX™ procedeu-se à construção dos espelhos de modo a testar os resultados obtidos.

Os espelhos foram construídos recorrendo a uma folha espelhada. Foram feitos moldes em papel e posterior transferência para a folha. Depois procedeu-se ao corte dos espelhos, aperfeiçoando as suas formas através de limas, de modo a tornar os espelhos o mais próximo possível com as projecções obtidas. Para o espelho cónico, a construção foi mais complicada devido ao seu formato, sendo este obtido através da colagem de duas extremidades. O resultado final pode ser observado na Figura 2.12.

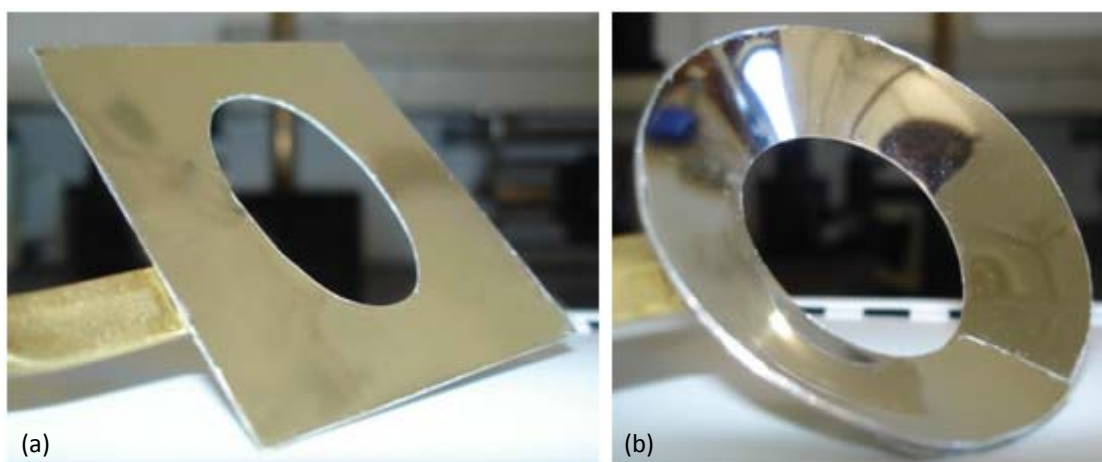


Figura 2.12 – Espelhos reflectores construídos com o objectivo de obter separação de cor. (a) Espelho plano rectangular com orifício elíptico. (b) Espelho cónico com orifício elíptico.

Os espelhos reflectores foram colados a um suporte de cobre (também visível na Figura 2.12) e colocados no suporte já mencionado na secção 2.1.1.

A separação de cores foi alcançada com sucesso, como se pode observar pela Figura 2.13. Nesta figura é visível a separação de cores como o amarelo, laranja e vermelho pelo espelho plano e do azul pelo espelho cónico.



Figura 2.13 – Separação de cor através de um espelho plano e um espelho cónico.

Para avaliar a capacidade de fotocoagulação destes componentes, foi medida a potência total do feixe de luz focado pelos espelhos, através do medidor de potência indicado na Figura 2.14.

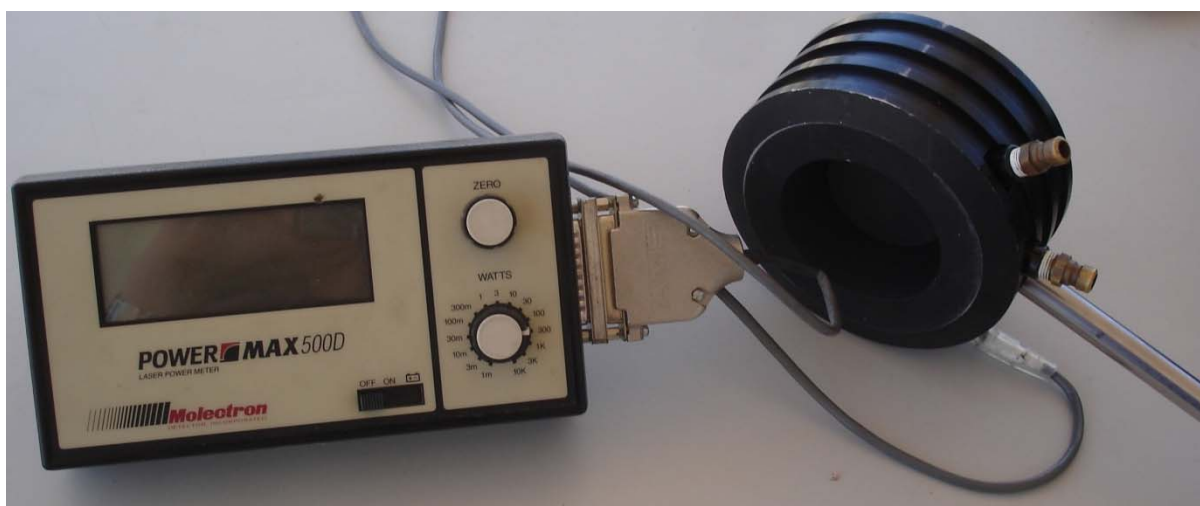


Figura 2.14 – Medidor de potência da Molectron. À esquerda o mostrador digital e botões de regulação e à direita o sensor do dispositivo.

A potência total medida para o espelho plano foi de 30W aproximadamente e por isso suficiente para provocar fotocoagulação, equação 2.8. Relativamente ao espelho cónico, atingiu-se uma potência de 7W, demonstrando ter uma potência inferior aos valores obtidos teoricamente e não sendo por isso suficiente para provocar fotocoagulação, como demonstrado pela equação 2.9.

$$I_1 = \frac{P}{A} = \frac{30}{2,25} W/cm^2 = 13,3 W/cm^2 \quad (2.8)$$

$$I_2 = \frac{P}{A} = \frac{7}{2,25} W/cm^2 = 3,1 W/cm^2 \quad (2.9)$$

Apesar deste método não reflectir potência suficiente para provocar fotocoagulação no tecido, transmite uma alguma pureza de cor, podendo ter outras aplicações.

2.3.2 ESPELHO DE COBRE

Uma alternativa também estudada, é a utilização de um espelho de cobre. Este espelho substitui o espelho plano utilizado anteriormente e tem como objectivo aumentar a potência reflectida, reflectindo a componente quente da radiação solar, sem a necessidade de um orifício.

O cobre é um metal de transição avermelhado que apresenta alta condutibilidade eléctrica e térmica. Na Figura 2.15 podem ser analisadas as reflectâncias de diversos materiais, incluindo a do cobre.

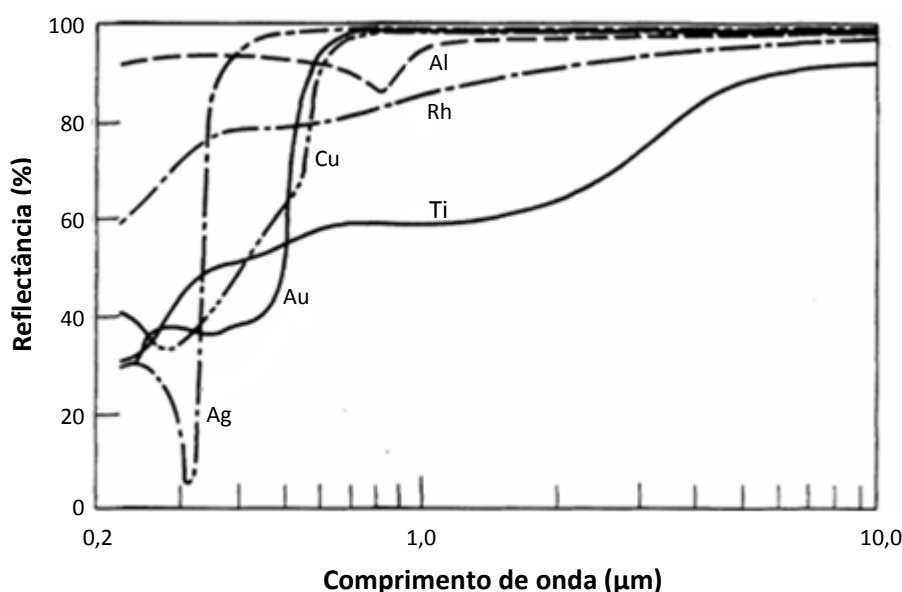


Figura 2.15 – Reflectância da prata, ouro, alumínio, cobre, ródio e titânio. (Adaptado de [42])

Analisando a Figura 2.15, pode-se observar a reflectância do cobre. Este material tem uma reflectância alta para comprimentos de onda maiores que 500nm, ou seja, reflecte o amarelo, laranja, vermelho e infravermelho. Esta propriedade vai ser estudada com a utilização de luz solar incidente no espelho.

É também importante referir que a dependência da reflectância do comprimento de onda e do ângulo incidente implica que a cor de área reflectida mude com o ângulo incidente. À medida que o ângulo incidente se aproxima de 90°, a cor da área reflectida aproxima-se da cor da fonte de luz [43]. Neste trabalho o ângulo incidente máximo já foi estudado e é dado pela Figura 2.5. O objectivo deste espelho é então proporcionar uma maior densidade de potência do que o espelho rectangular já estudado.

2.3.2.1 ANÁLISE TEÓRICA

Para simular a reflexão do cobre em ZEMAX™, foram inseridos os valores de reflectância correspondentes a este material na simulação. Estes valores encontram-se no Anexo D.

A Figura 2.16 trata-se de uma representação em ZEMAX™ da reflexão do espelho de cobre. A cor azul é meramente representativa dos raios solares e reflecte todos os comprimentos de onda correspondentes ao espectro solar.

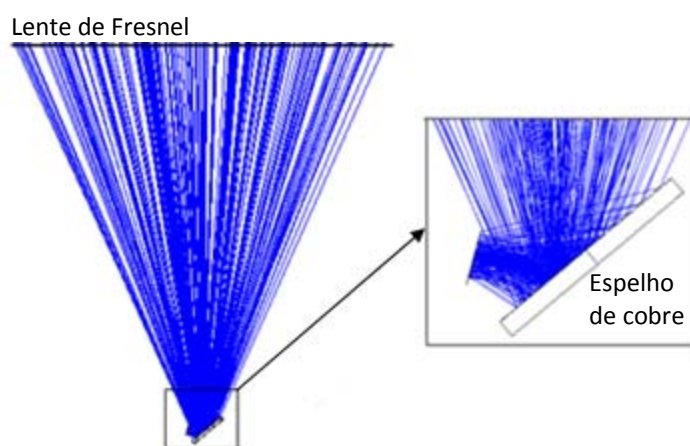


Figura 2.16 – Esquematização da reflexão de raios pelo espelho de cobre.

O foco resultante encontra-se dentro dos limites pretendidos, Figura 2.17. A distribuição da radiação espacial no foco deve-se à incidência não horizontal dos raios incidentes.

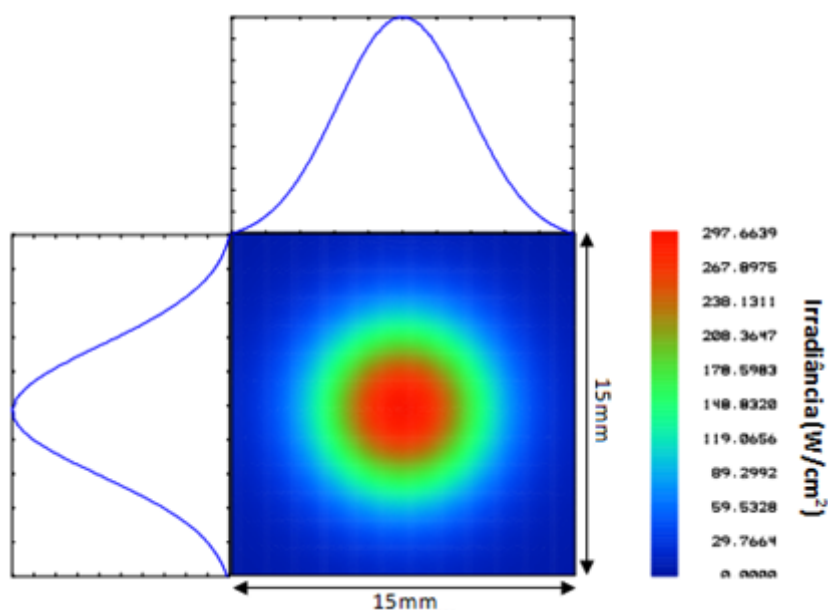


Figura 2.17 – Distribuição do foco para o espelho de cobre.

No detector foi obtida ainda uma potência de 149W. Com este valor é assim possível determinar a distribuição de potência:

$$I = \frac{P}{A} = \frac{149W}{2,25cm^2} = 66,2W/cm^2 \quad (2.8)$$

Através da Tabela 1.1, é possível verificar que o efeito produzido é o de fotocoagulação visto que a gama de densidade de potência da fotocoagulação encontra-se entre 10 e 100W/cm². É também importante verificar que com o espelho de cobre é obtida uma densidade de potência muito maior do que usando o espelho plano.

2.3.2.2 CONSTRUÇÃO E TESTE

O espelho utilizado tem como dimensões 60mm de diâmetro e 5mm de espessura. Foi polido no laboratório de fibras ópticas, recorrendo a diversas lixas com diferentes tipos de grão (600-4000) de modo a aumentar a sua reflexão. As lixas foram colocadas na superfície plana de uma máquina rotativa, cuja velocidade de rotação pode ser controlada. Desta forma foi possível começar um polimento mais abrasivo (grão 600) e terminar com polimentos mais finos (grão 4000), alisando o plano do cilindro e removendo todos os riscos.

Na Figura 2.18 é possível observar o espelho de cobre polido, tendo sido também colado um suporte de cobre para suportar o espelho na estrutura mecânica já mencionada.



Figura 2.18 – Espelho reflector de cobre polido.

No sistema óptico, o espelho foi colocado ligeiramente por cima do foco da lente de Fresnel de modo a reflectir a luz para um novo foco.

Relativamente aos valores de potência experimentais, o medidor de potência da Figura 2.14 foi colocado no foco do espelho de cobre e foi detectada uma potência de 80W. Este valor é suficiente para uma densidade de potência maior que 10W/m^2 , tal como se demonstra na equação 2.9, e por isso capaz de provocar fotocoagulação nos tecidos.

$$I = \frac{P}{A} = \frac{80\text{W}}{2,25\text{cm}^2} = 35,6\text{W/cm}^2 \quad (2.9)$$

O espelho de cobre torna-se assim numa alternativa ao espelho rectangular que disponibiliza maior densidade de potência. No entanto, tem algumas desvantagens, como por exemplo, a absorção dos comprimentos de onda não reflectidos, o que provoca o sobreaquecimento do espelho.

2.3.3 ESPELHO PLANO

Relativamente ao método de separação de cor da secção 2.3.1, apesar da separação de cor, não foi alcançada a potência necessária para a realização da fotocoagulação. O método da secção 2.3.2, utilização de um espelho de cobre, tem a vantagem de alcançar potências elevadas mas apenas permite separar uma componente do espectro solar. Como tal, é necessário um método simples capaz de separar duas gamas de comprimentos de ondas diferentes e que permita fotocoagular tecido biológico.

2.3.3.1 ANÁLISE TEÓRICA

Este método consiste na utilização de apenas um espelho plano com um orifício elíptico, Figura 2.9a, com o objectivo de reflectir radiação quente para a guia de onda 1, permitindo a passagem da radiação restante através do orifício para a guia de onda 2, como indicado na Figura 2.19.

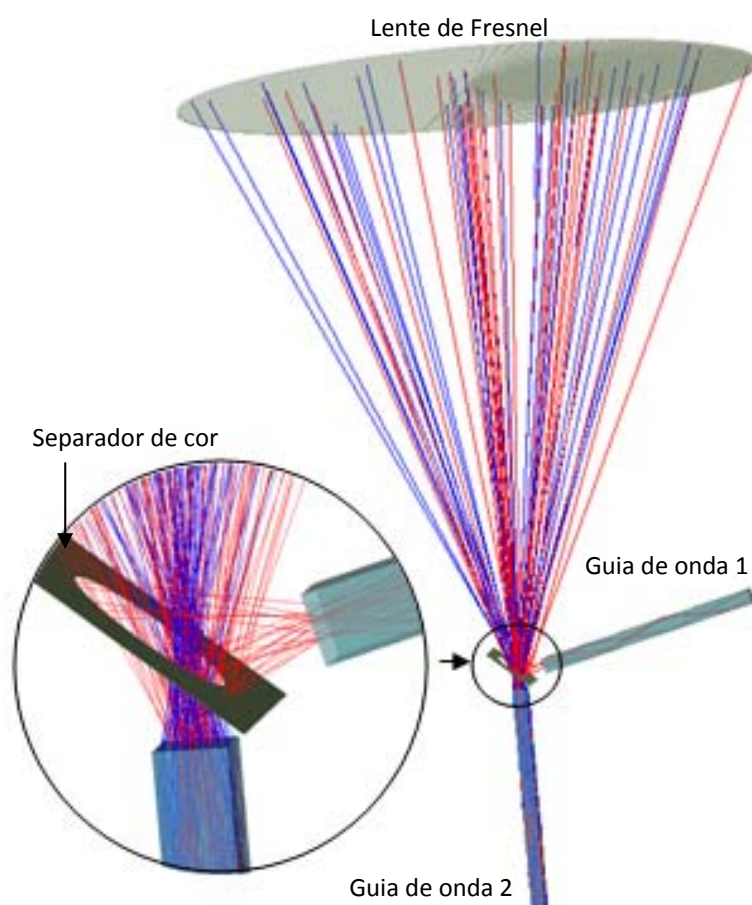


Figura 2.19 – Representação tridimensional da análise em ZEMAX™ do sistema óptico.

Comparativamente com o método em que eram utilizados o mesmo espelho plano e o espelho cônico, este novo método é mais simples. No entanto tem algumas desvantagens, como a diminuição do grau de pureza da cor transmitida para a guia de onda 2. Será então necessária uma análise mais profunda relativamente à posição do espelho e das guias de onda para otimizar o protótipo conciliando o grau de pureza da luz transmitida pelas guias com a potência necessária à fotocoagulação de tecido.

Em seguida seguem-se a análise à posição do espelho plano relativamente ao foco da lente de Fresnel e ao eixo óptico, bem como análise à posição das guias de onda relativamente ao eixo óptico.

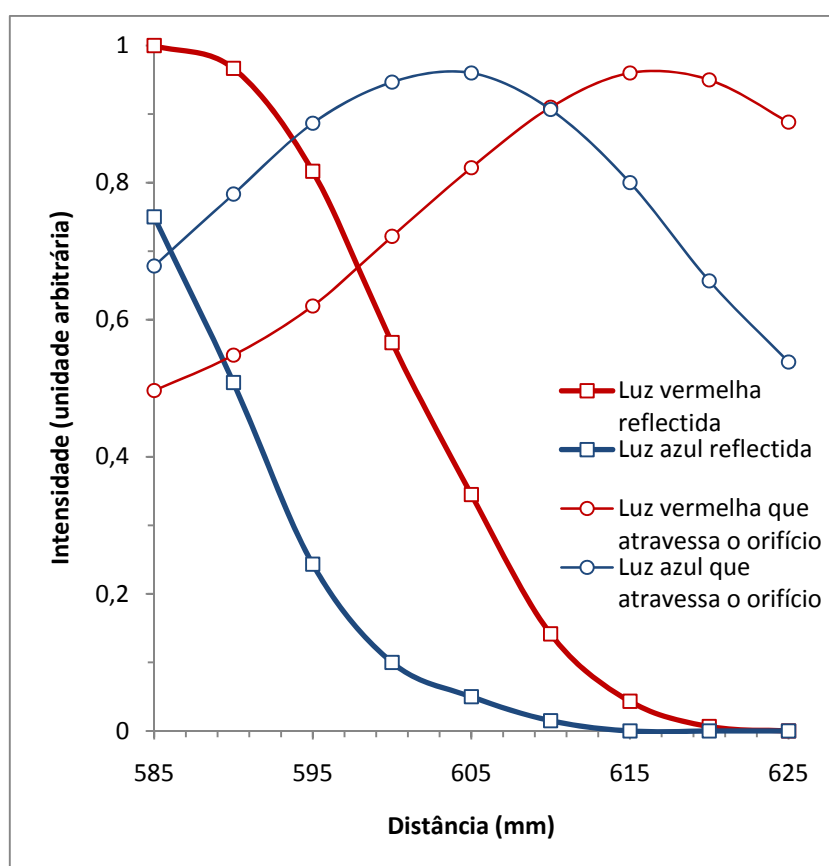


Figura 2.20 – A potência de saída, tanto da guia de onda 1 como da guia de onda 2, depende da distância ao longo do eixo óptico da lente de Fresnel. 595mm foi encontrado como sendo o valor ótimo.

Para a potência de luz vermelha transmitida (660nm) da guia de onda 1 e para a potência de luz transmitida azul (460nm), a Figura 2.20 representa a sua forte dependência na posição do separador. Ao variar a posição do espelho plano de 585mm a 625mm ao longo do eixo óptico da lente de Fresnel, a potência do vermelho e azul dependentes do comprimento de onda é analisada através do ZEMAXTM. O maior rácio obtido entre a potência do vermelho e do azul de 3,36 é obtido a

uma distância de 595mm. A Figura 2.20 indica a eficiência desta técnica de separação de cor na reflexão de radiação vermelha. A forte dependência da luz azul na posição é também indicada. Ao montar o espelho plano a 595mm, o rácio da potência entre o azul e o vermelho é de 1,43. Considerando a eficiência de reflexão da luz vermelha e também a passagem da luz azul, uma distância de 595mm é finalmente adoptada para o espelho plano.

Uma vez escolhida a distância de 595mm, podem ser alcançados efeitos de separação de cor bastante interessantes variando a distância relativa entre o separador e as guias de onda. A guia de onda 1 é posicionada a 20mm do centro do espelho e 30W de radiação é medida da saída da guia. O separador de cor reflecte a radiação solar quente. Ao aumentar a dimensão do orifício elíptico, mais reflexão de luz vermelha pode ser alcançada, no entanto, a potência da guia de onda 1 é consideravelmente reduzida.

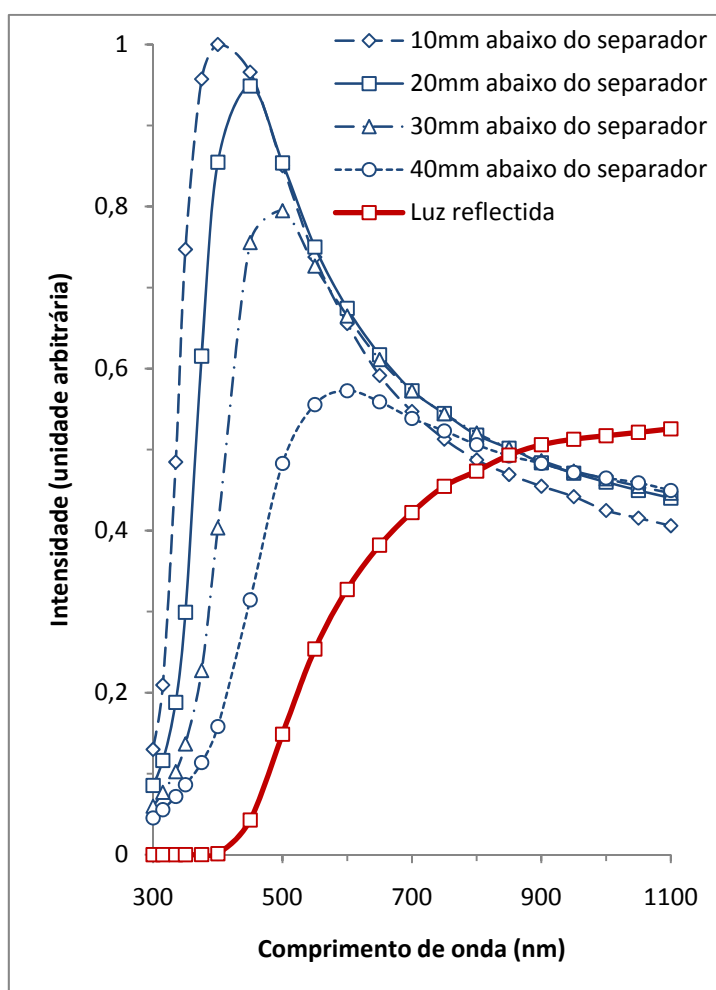


Figura 2.21 – A energia solar transmitida da guia de onda 2 depende tanto do comprimento de onda como da distância relativa desde o centro do separador de cor. A guia de onda 2 é colocada 20mm abaixo do centro do espelho plano para alcançar mais radiação azul.

À medida que a guia de onda 2 se aproxima do separador de cor ao longo do eixo óptico, variando de 40mm a 10mm, Figura 2.21, o pico da luz fria transmitida altera-se de 570nm para 400nm, correspondendo a uma alteração sucessiva de cor desde o verde para o azul e finalmente para o violeta. Ao colocar a mesma guia de onda 20mm abaixo do separador, luz azul irá ser observada. Apesar da cor azul da guia de onda 2, alguma radiação quente é inevitável, revelando a separação de cor imperfeita do protótipo. Quando a guia de onda 2 está apenas a 10mm abaixo do separador, uma forte cor violeta será observada. A potência de saída da guia de onda 2 aumenta com a aproximação desta do separador, como indicado pela Figura 2.21. A técnica descrita de alterar tanto a cor como a potência da radiação fria é de grande importância para o estudo da fotocoagulação solar.

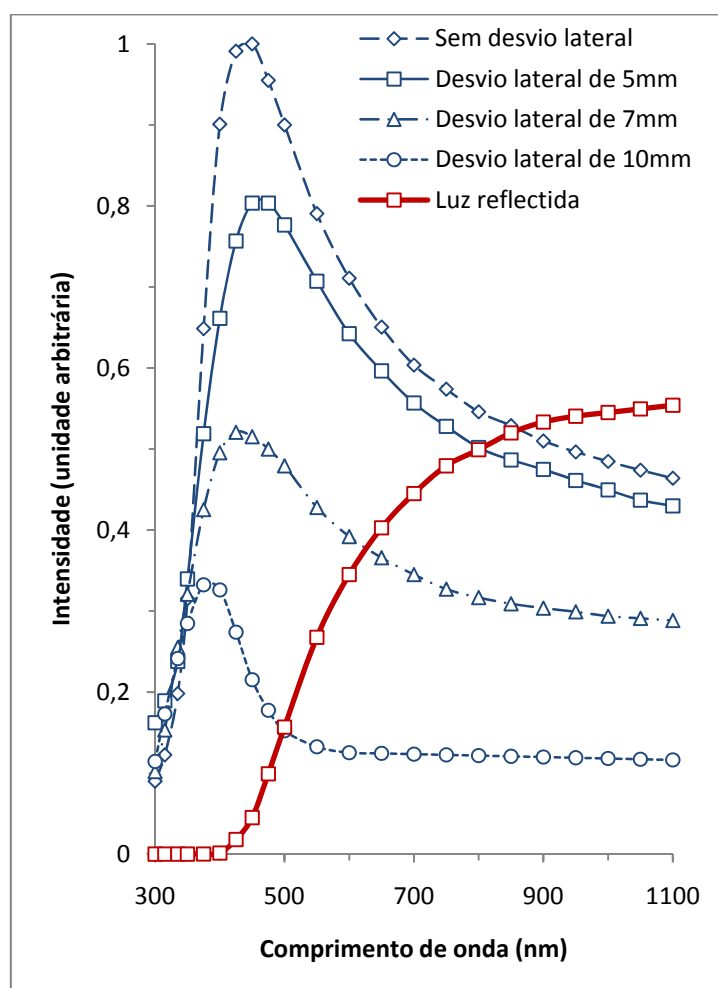


Figura 2.22 – Quando a guia de onda é colocada 20mm abaixo do centro do separador de cor, a energia solar transmitida da guia de onda 2 depende tanto do comprimento de onda como do desvio lateral do eixo óptico da lente de Fresnel. Um desvio lateral de 7mm oferece potência apropriada para fotocoagulação solar.

30W de radiação solar quente são medidos da guia de onda 1, enquanto que estão disponíveis cerca de 75W de radiação solar fria na guia de onda 2. Se 30W são aceitáveis para fotocoagulação, então 75W da guia de onda 2 têm de ser divididos em metade por meios ópticos, como a junção de mais guias de onda ou com a utilização de um atenuador, para que apenas cerca de 30W sejam disponibilizados. No protótipo construído, a guia de onda 2 é simplesmente desviada lateralmente do eixo óptico. A análise em ZEMAXTM indica uma redução drástica na luz solar transmitida da guia de onda 2, à medida que desvia lateralmente de 0 para 10mm. O desvio lateral de 7mm é considerado como sendo uma escolha simples no efeito da fotocoagulação com luz solar azul: 30W são agora medidos da guia de onda 2 e o pico encontra-se fixo no azul, como indicado pela Figura 2.22. As posições optimizadas dos componentes ópticos estão indicadas na Figura 2.23.

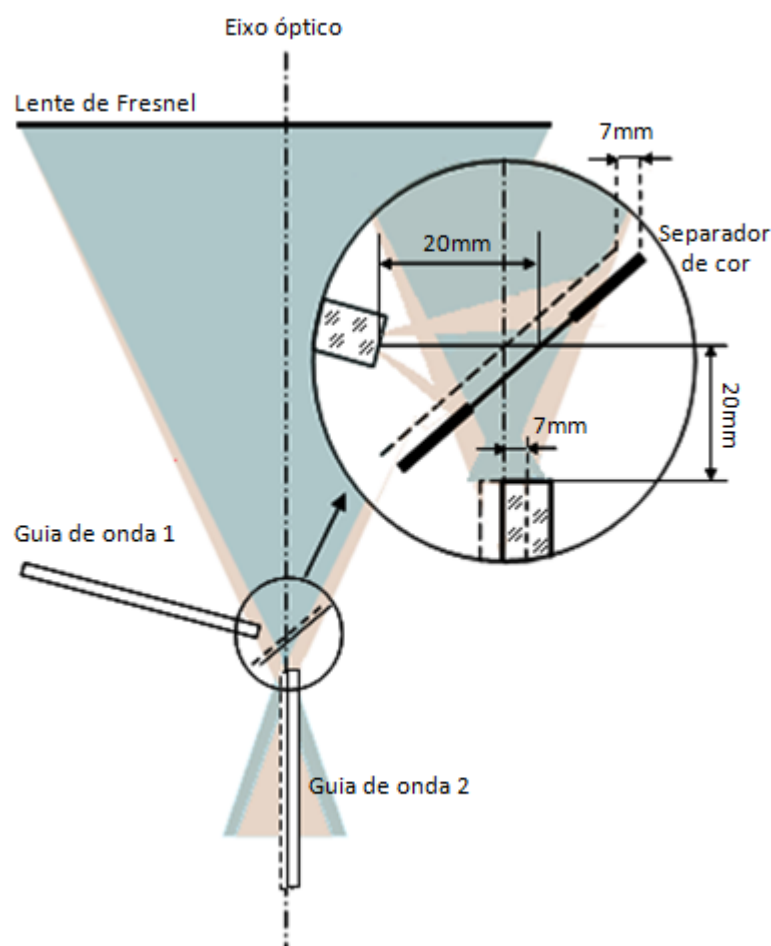


Figura 2.23 – Esquema de separação de cor envolvendo a lente de Fresnel com aberração cromática, as posições optimizadas do separador de cor e das guias de onda. O azul representa radiação fria e a cor rosa representa radiação quente.

A Figura 2.23 esquematiza o sistema óptico com as posições otimizadas tanto para o espelho plano como para as duas guias de onda, ao longo do eixo óptico da lente de Fresnel. Com estas propriedades, as duas guias de onda são capazes de transmitir luz de acordo com o gráfico da Figura 2.24.

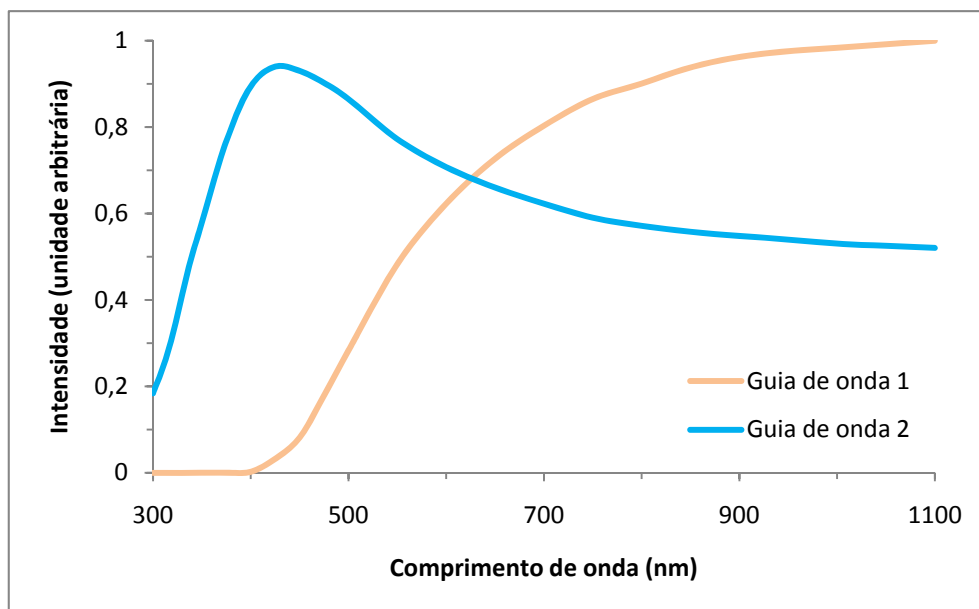


Figura 2.24 – Gráfico representativo da potência por comprimento de onda em cada detector.

Ao observar o gráfico da Figura 2.24, é possível verificar que, comparativamente com a Figura 2.11, o grau de pureza diminui consideravelmente. No entanto, a potência é notoriamente maior e semelhante entre a luz transmitida entre a guia de onda 1 e a guia de onda 2.

Assim, foi obtida uma potência de 30W à saída de cada guia de onda. Este valor permite obter uma densidade de potência no valor de $13,3\text{W}/\text{cm}^2$ e por isso suficiente para provocar fotocoagulação no tecido, dado que se encontra entre 10 e $100\text{W}/\text{cm}^2$.

$$I_1 = I_2 = \frac{P}{A} = \frac{30\text{W}}{2,25\text{cm}^2} = 13,3\text{W}/\text{cm}^2 \quad (2.10)$$

2.3.3.2 CONSTRUÇÃO E TESTE

Na prática, os valores conseguidos foram de 30W para as duas guias de onda com as posições do espelho plano e das guias de onda de acordo com a Figura 2.23. A separação de cor também foi alcançada como pode ser observado pela Figura 2.25 onde é notória a cor dourada da guia de onda 1 e a cor azulada da guia de onda 2.



Figura 2.25 – Separação de luz através de um espelho plano com um orifício central elíptico, onde a radiação quente é reflectida para a guia de onda 1, produzindo uma cor dourada, e radiação fria passa através do orifício elíptico para a guia de onda 2, produzindo uma cor azulada.

Relativamente ao gráfico da Figura 2.21, quando a guia de onda 2 está apenas a 10mm abaixo do separador, uma forte cor violeta é observada. Ao colocar a mesma guia de onda 20mm abaixo do separador, luz azul é observada, Figura 2.25. Com o aumento da distância entre a guia de onda e o espelho plano, a 40mm luz branca é visível.

A cor dourada da guia de onda da Figura 2.25 está em concordância com a análise em ZEMAX™ na propriedade reflectora do separador de cor na Figura 2.24 bem como a cor azul.

2.3.4 COMPARAÇÃO

Ao longo deste capítulo foram descritos três métodos distintos para separação de cor através da concentração solar da lente de Fresnel. Todos estes métodos tem as suas vantagens e desvantagens, e consoante isso, aplicações diferentes. Esta secção tem como objectivo uma análise comparativa entre as vantagens e desvantagens dos métodos estudados. Apesar de apenas um dos métodos permitir a fotocoagulação com duas gamas de comprimentos de onda diferentes, parte essencial deste projecto, os outros métodos também podem-se tornar úteis para investigação futura.

	Vantagens	Desvantagens	Aplicações
Método 1 Espelho plano e cónico	Método onde é alcançada maior pureza de cor	Baixa potência	Terapia fototérmica
Método 2 Espelho de cobre	Método onde são alcançadas potências maiores	Absorve os comprimentos de onda que não são reflectidos provocando sobreaquecimento	Ablação
Método 3 Espelho plano	Método simples que permite potências médias	Pureza de cor inferior ao método 1	Fotocoagulação

Tabela 2.1 – Comparação entre os diferentes métodos para obtenção de separação de cor.

Pela Tabela 2.1 é possível concluir que por este projecto incidir na fotocoagulação foi utilizado o método 3 devido à simplicidade, potência obtida e pureza de cor. No entanto os outros métodos podem ser úteis para outras aplicações.

2.4 GUIAS DE ONDA

A sílica fundida tem uma baixa expansão térmica e boa durabilidade química. Os valores de transmissão para a sílica encontram-se no Anexo C. Ao usar guias de onda de sílica fundida, energia solar altamente concentrada pode ser transmitida [44]. A utilidade da tecnologia de fibras ópticas para transmissão de energia solar já foi provada [6-9, 45]. Só o custo relativamente elevado destas pode dificultar o êxito da fotocoagulação no futuro. Apesar de fibras ópticas de plástico não terem a estabilidade dimensional e durabilidade da fibra de sílica fundida, são aceitáveis para certas aplicações. No entanto, a sua baixa temperatura de funcionamento abaixo de 60°C impõe uma séria limitação para transmissão de energias elevadas de luz solar. A baixa transmissão para o vermelho e IV das fibras de plástico torna-as ineficazes para fotocoagulação solar.

O uso de guias de onda para moldar e uniformizar um feixe de luz é generalizado. A guia de onda molda o feixe de luz e também permite que os picos de maior intensidade luminosa no foco sejam homogeneizados com o resto do feixe.

A descrição teórica deste processo de uniformização é complexa. No entanto, irão ser analisados alguns parâmetros da abordagem teórica efectuada por Benjamin A. Jacobson e Robert D. Gengelbach [46], com uma fonte uniforme idealizada e uma guia de onda.

Considerando uma fonte circular uniforme de raio R , com uma distribuição angular Lambertiana com luminância $L=L_0$ para $\pm\phi_{\max}$ e $L=0$ no exterior desse intervalo, coloca-se uma fonte de luz à entrada de uma guia de onda rectangular com largura W , altura H e comprimento C , como ilustra a Figura 2.26. Uma fonte Lambertiana plana emite um fluxo proporcional ao $\cos\phi$ relativamente à superfície normal, aparentando ter a mesma luminância vista de toda as direcções [41].

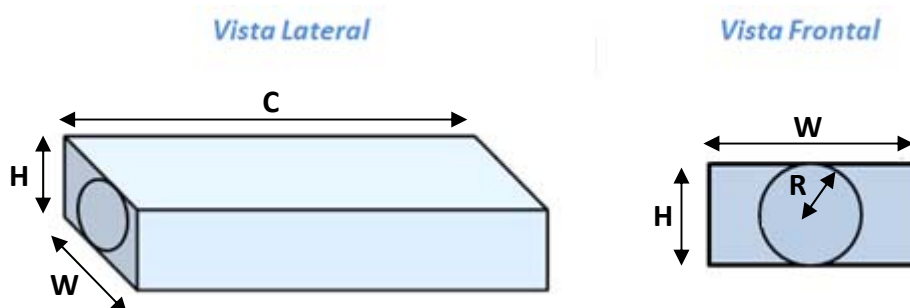


Figura 2.26 – Dimensões da guia de onda e fonte.

É possível conhecer qual a iluminância a uma dada posição no plano de saída da guia de onda. Esta é dada pelo integral de todos os ângulos da luminância incidente multiplicado por um factor de peso \cos padrão.

$$I = \int_0^{2\pi} \int_0^{\frac{\pi}{2}} L(\theta, \phi) \cos\phi \sin\phi \, d\phi d\theta \quad (2.11)$$

Utilizando uma simplificação da equação 2.11, descrita em [46], é possível calcular a uniformidade vs comprimento na guia de onda. Na maioria dos sistemas ópticos o principal problema de falta de uniformidade deve-se à baixa iluminância na periferia do plano de saída da guia, quando comparada com a existente no centro deste. Portanto analisamos a uniformidade em função do valor quociente da iluminância na periferia pela iluminância no centro.

Na figura seguinte são notórias as oscilações na uniformidade ao longo do comprimento:

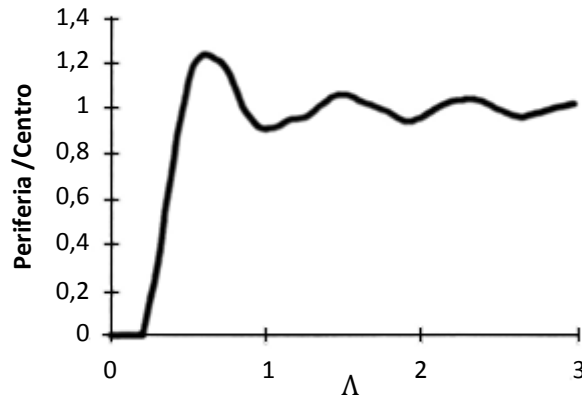


Figura 2.27 – Uniformidade vs. comprimento. A linha sólida é o resultado do quociente entre a iluminância na periferia e a iluminância no centro (Adaptado De [46]).

O comprimento é dado por uma quantidade adimensional Λ :

$$\Lambda = \frac{C \cdot \tan\phi_{max}}{\sqrt{H^2 + W^2}} \quad (2.12)$$

Desde que o cone de iluminação tenha a mesma distribuição na fonte para valores constantes de $C \cdot \tan\phi_{max}$, valores idênticos de Λ terão a mesma iluminância total independentemente das variações individuais de C ou ϕ_{max} .

Analisando a Figura 2.27, verifica-se que para baixos valores de comprimento as oscilações na iluminância são mais evidentes. É também evidente que a iluminância na periferia pode ser

significativamente superior que a do centro, para certos comprimentos. Para guias de onda bastante compridas as oscilações são mais fracas, sendo, portanto, uniforme a luz à saída destas.

Considerando uma guia de onda quadrada com $H=15\text{mm}$ e $W=15\text{mm}$ e uma fonte de luz circular com $\phi_{max} = 25,8^\circ$ (ver secção 2.2), pela equação 2.12 tem-se:

$$C = \Lambda \frac{\sqrt{H^2+W^2}}{\tan \phi_{max}} = \Lambda \frac{\sqrt{15^2+15^2}}{\tan (25,8)} \approx \Lambda \times 43,9\text{mm} \quad (2.13)$$

Pela Figura 2.27 poderíamos sugerir que um valor de $\Lambda = 0,5$ ou mais elevado poderia fornecer a uniformidade desejada. Porém na prática, são necessárias guias de onda mais longas para superar os picos de maior intensidade luminosa nas fontes não uniformes. As oscilações no gráfico da Figura 2.27 indicam que a influência das características da fonte é ainda forte para valores de $\Lambda < 1$. Assim, de acordo com o material disponível, foram adoptadas guias de onda de secção $15\text{mm} \times 15\text{mm}$ e com comprimento $C=250\text{mm}$. Este valor é obtido para $\Lambda > 6$. Este comprimento irá possibilitar uniformidade ao feixe de luz, como se irá verificar.

A homogeneização do feixe foi estudada através da análise em ZEMAX™ e foi alcançado tanto para a guia de onda 1, como para a guia de onda 2, como pode ser observado pela Figura 2.28.

Uma potência de 30W é medida à saída de cada guia de onda. A guia de onda tem comprimento suficiente para assegurar homogeneização à saída. A superfície de entrada de $15\text{mm} \times 15\text{mm}$ é também grande suficiente para compensar desvio lateral do foco de luz de 7mm de diâmetro [47]. Considerando um erro do seguidor de $0,5^\circ$, que corresponde a um desvio lateral de 5mm do foco à entrada da guia de onda, a energia solar transmitida da guia de onda é reduzida apenas em 12% , assegurando um resultado estável para fotocoagulação solar.

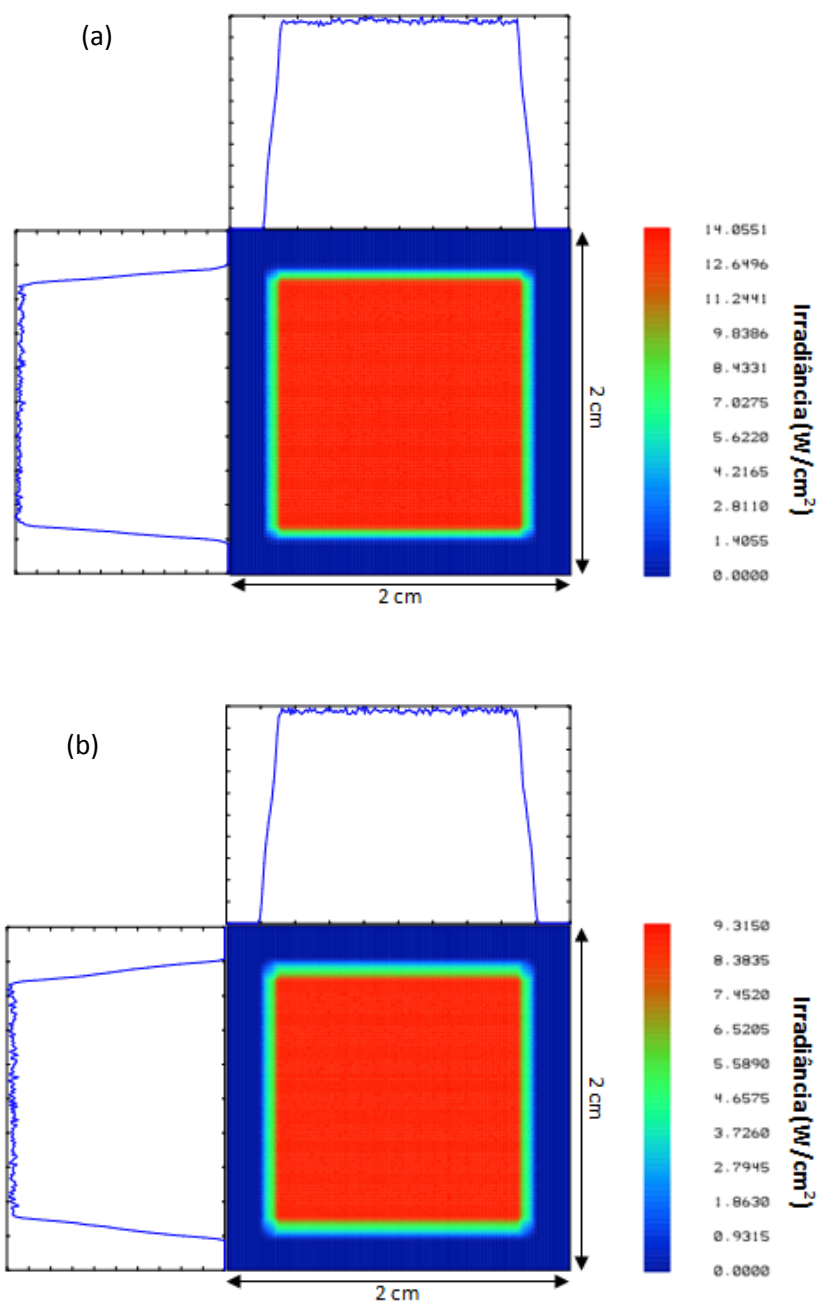


Figura 2.28 – Distribuição de potência à saída das guias de onda obtida pelo detector 1 (a) e pelo detector 2 (b).

É então possível afirmar que o feixe se encontra uniformizado e assim capaz de ser utilizado na fotocoagulação. Como tal, as guias de onda simuladas permitem obter um fluxo de radiação homogêneo à saída. Utilizando uma guia circular, iria existir um pico central que iria provocar uma ruptura excessiva no centro do tecido.

As guias de onda são idênticas e foram polidas nas extremidades de modo a obter um bom acoplamento de luz e a sua eficiência de transmissão foi testada.

$$T = \frac{P_{saída}}{P_{foco}} \times 100 = \frac{153}{180} \times 100 = 85\% \quad (2.14)$$

A eficiência da guia foi testada através da obtenção da potência de saída desta e a potência do foco da lente de Fresnel. De acordo com a equação 2.14, as guias de onda utilizadas demonstram ter uma eficiência de transmissão na ordem dos 85%.

A Figura 2.29 representa uma das guias de onda usadas. As duas guias de onda de sílica fundida de secção quadrada são assim usadas tanto para transmitir como para homogeneizar a radiação solar concentrada proveniente do separador de cor. No capítulo seguinte serão descritos os ensaios realizados em tecido biológico e discutidos os efeitos de fotocoagulação com diferentes gamas de comprimentos de onda.



Figura 2.29 – Guia de onda usada neste projecto.

CAPÍTULO III

3 RESULTADOS DE FOTOCOAGULAÇÃO

Neste capítulo serão descritos os ensaios realizados em tecido biológico *ex vivo* de peito de frango. Testados diferentes métodos de separação de cor, foi utilizado o método com um único espelho plano com um orifício elíptico.

Diversos testes foram realizados para otimizar o protótipo de separação de cor de modo a obter a mesma potência à saída de ambas as guias de onda. Experiências foram primeiro realizadas para determinar a correcta posição do separador de cor. Este é finalmente colocado a uma distância de 595mm, estando em concordância com os resultados obtidos no traçado de raios em ZEMAX™. O protótipo pode ser observado na Figura 2.4 e Figura 2.25, onde o espelho plano com um orifício central elíptico é usado para reflectir radiação solar quente, enquanto permite a passagem de radiação fria. O espelho plano tem uma reflectividade de 95% relativamente ao espectro solar. Como indicado na Figura 2.8, o separador está inclinado 40° relativamente ao eixo óptico da lente de Fresnel. A guia de onda 1 é posicionada a 20mm do centro do separador de cor, transmitindo a radiação solar quente para o peito de frango fresco. A guia de onda 2 é também posicionada 20mm abaixo do separador de cor e deslocada 7mm lateralmente, transmitindo a radiação fria para outro peito de frango fresco.

Todas as experiências foram realizadas no exterior em dias de céu limpo, durante os meses de Junho e Julho de 2009. O tecido foi irradiado com uma potência de 30W com um tempo de exposição de 60 segundos. As guias de onda foram colocadas 1mm acima da superfície do tecido, como pode ser observado na Figura 3.1.

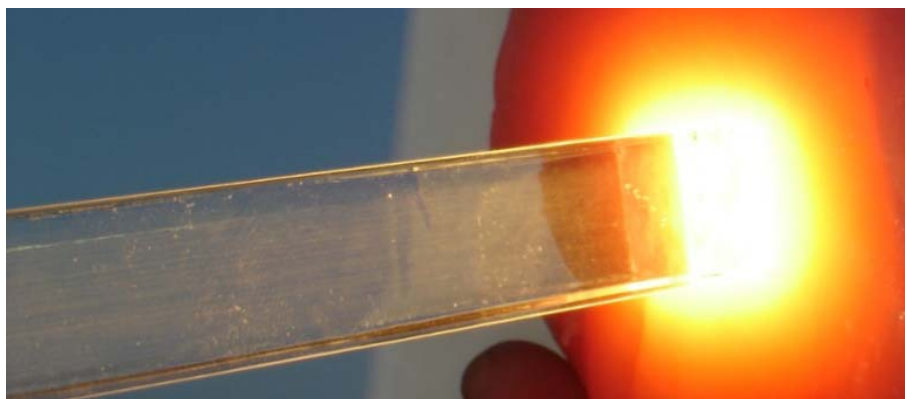


Figura 3.1 – Distribuição uniforme de luz no peito de frango. É realizada fotocoagulação solar sem contacto através da transmissão de radiação solar quente proveniente da guia de onda 1.

No final de cada exposição sem contacto, a superfície do peito de frango irradiado é primeiro fotografada e depois cortada pela secção central de modo a que a profundidade de penetração seja medida. A Figura 3.2 é uma fotografia do mesmo peito de frango após irradiação pela porção quente do espectro solar (direita) e pela porção fria (esquerda). A área coagulada mostra a perda de cor avermelhada, tornando-se esbranquiçada. Tanto a uniformidade de coagulação (Figura 3.2a) e considerável diferença na penetração óptica das porções quente e fria do espectro são evidentes (Figura 3.2b). Este resultado aplica-se a todas as amostras, no entanto existe uma variação da profundidade de penetração consoante o método de seguir o Sol utilizado, como irá ser estudado em seguida.



Figura 3.2 – Lesão provocada pela fotocoagulação no peito de frango *ex vivo*. Após o tratamento (30W durante 60s) por radiação quente (direita) e radiação fria (esquerda), o peito de frango é fotografado, mostrando uniformidade na lesão (a), e depois seccionado (b). Neste corte, foi obtido uma penetração de 6mm para a radiação quente e de 4mm para a radiação fria. Esta amostra foi obtida com a utilização do seguidor solar automático.

Foram testados dois grupos de ensaio. O primeiro, onde o sistema óptico foi colocado no seguidor solar manual, onde foram utilizadas 5 amostras de peito de frango, e onde cada amostra foi sujeita a duas fotocoagulações, uma com radiação solar quente e outra com radiação solar fria. No segundo grupo de ensaio, o sistema óptico foi colocado no seguidor solar automático de dois eixos, e foram também testadas 5 amostras de peito de frango, mais uma vez cada uma sujeita a fotocoagulação com duas gamas diferentes de comprimentos de onda. Isto perfaz um total de 10 amostras de peito de frango e 20 fotocoagulações.

As medições das profundidades de penetração das diferentes amostras obtidas foram feitas através de software programado em C++ projectado previamente e optimizado no âmbito deste trabalho.

Entre outras funcionalidades, o software permite efectuar a calibração de uma medida padrão e devolve a área, perímetro ou distância da área seleccionada.

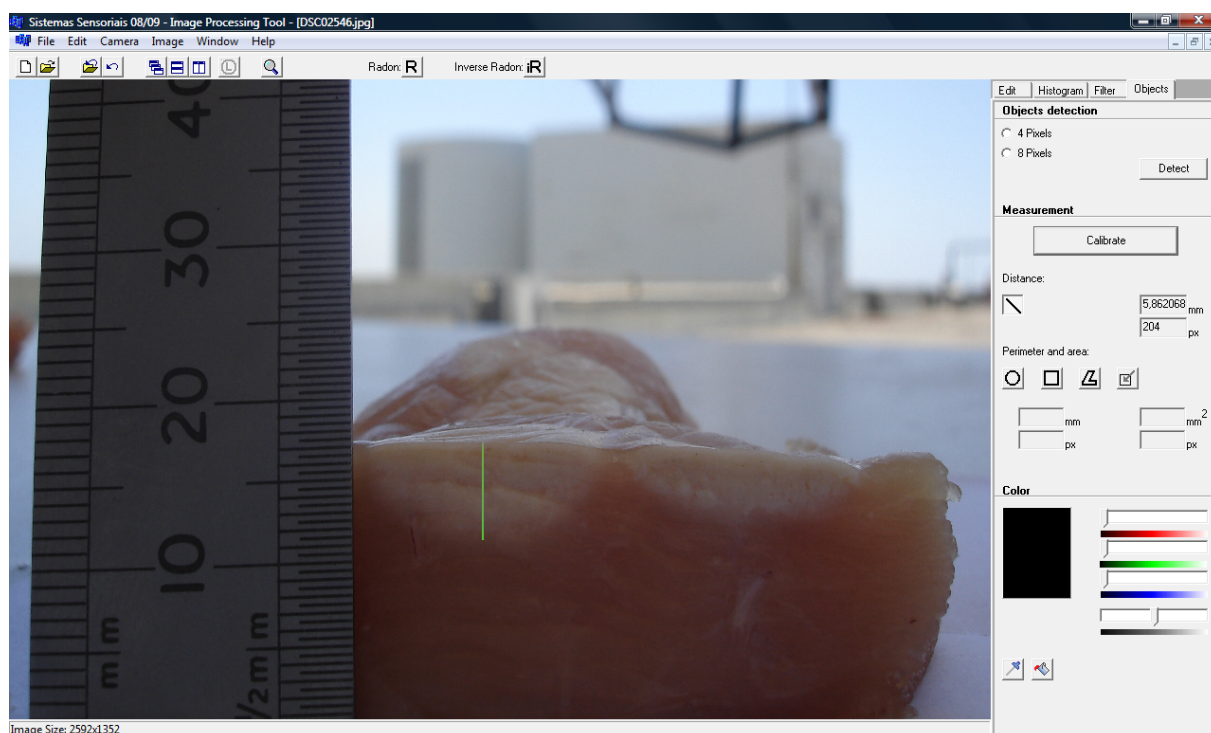


Figura 3.3 – Exemplo de medição efectuada no software² usado para medir a profundidade de penetração das amostras.

Para este trabalho o estudo incide sob a profundidade de penetração da luz solar no peito de frango. A secção transversal do peito de frango coagulado (Figura 3.2a) é igual em todas as amostras, tendo as dimensões da saída da guia de onda 15mmx15mm.

No software utilizado é utilizado um objecto de dimensões conhecidas, a régua neste caso, e é efectuada a calibração inserindo a dimensão real desse objecto em mm. Seguidamente procede-se à medição da profundidade através da inserção de uma linha (indicada a verde na Figura 3.3) ao longo da secção central da área fotocoagulada. Utilizando a medida padrão inserida previamente, o *software* calcula através do número de pixéis a distância da linha inserida e devolve a distância desta em mm.

Para a irradiância de amostras com a utilização do seguidor solar manual, ou seja com a mesa rotativa, os resultados obtidos provaram ser inconsistentes. Apesar de em todas as amostras a penetração da porção quente ser maior do que a penetração da porção fria da radiação solar, as profundidades variam de amostra para amostra. Na Figura 3.4 é possível observar o gráfico com os resultados obtidos nestas condições.

² O software apresentado foi projectado em C++ por Miguel Abreu, Milton Rodrigues e Nídia Batista.

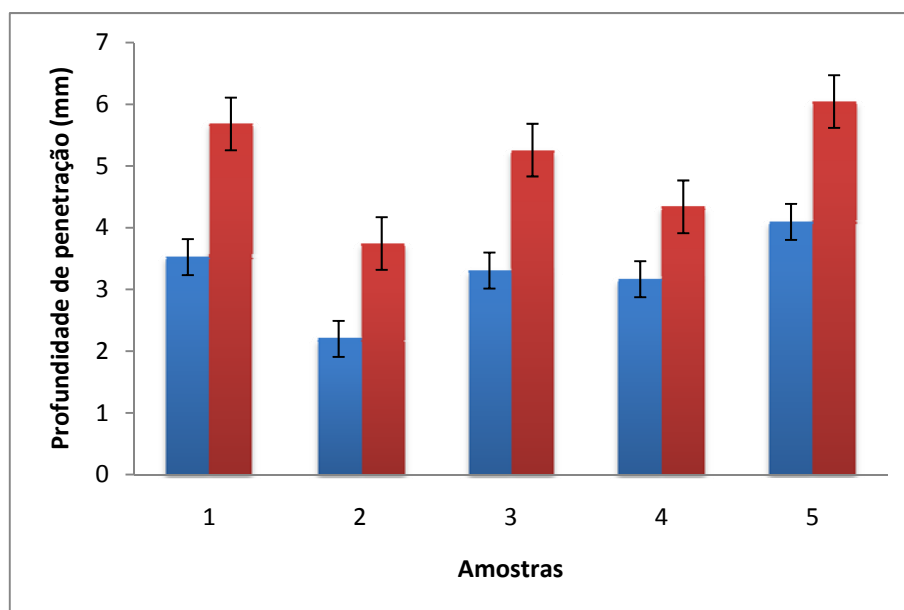


Figura 3.4 – Profundidade de penetração para 5 diferentes amostras utilizando o seguidor solar manual. A cor azul e vermelha representa a porção fria e quente do espectro solar respectivamente.

Aqui, a vermelho estão os valores obtidos para a profundidade de penetração no tecido biológico da luz proveniente da guia de onda 1 (porção quente do espectro) e a azul a profundidade de penetração da luz proveniente da guia de onda 2 (porção fria do espectro). As diferentes amostras foram realizadas em dias diferentes, e não existe estabilidade nas profundidades obtidas. Isto torna-se numa desvantagem para este método, pois torna-o inviável para utilização em medicina. Foi ainda calculada a incerteza padrão combinada [48]. Para fotocoagulação provocada por radiação fria os valores de profundidade de penetração, em mm, estão dentro do intervalo [2,200;4,096]. Para fotocoagulação provocada por radiação quente, a penetração encontra-se dentro do intervalo [3,764;6,046].

Na Figura 3.5 encontram-se algumas amostras de peito de frango pertencentes a este grupo. É notória a diferença entre as profundidades entre as amostras, apesar de em cada amostra a coagulação provocada por radiação quente ser mais profunda do que a coagulação provocada pela radiação fria.



Figura 3.5 – Amostras pertencentes ao primeiro grupo, onde foi utilizado o seguidor solar manual. À esquerda de cada amostra está a fotocoagulação por radiação fria e à direita a fotocoagulação por radiação quente. A numeração nas amostras está relacionada com o gráfico da Figura 3.4.

Foi ainda efectuada irradiância em diferentes amostras de peito de frango utilizando o seguidor solar automático. Este método tem como objectivo proporcionar estabilidade aos resultados, evitando variações de potências ao longo do processo de fotocoagulação. Na Figura 3.6 é possível observar os resultados obtidos para diferentes amostras relativamente à fotocoagulação com a porção quente e fria respectivamente. Agora, os resultados tornaram-se mais estáveis, havendo variações mínimas de profundidade de penetração entre amostras para o mesmo tipo de luz incidente. Para fotocoagulação provocada por radiação fria os valores de profundidade de penetração, em mm, estão dentro do intervalo [3,526;4,092]. Para fotocoagulação provocada por radiação quente, a penetração encontra-se dentro do intervalo [5,492;6,114].

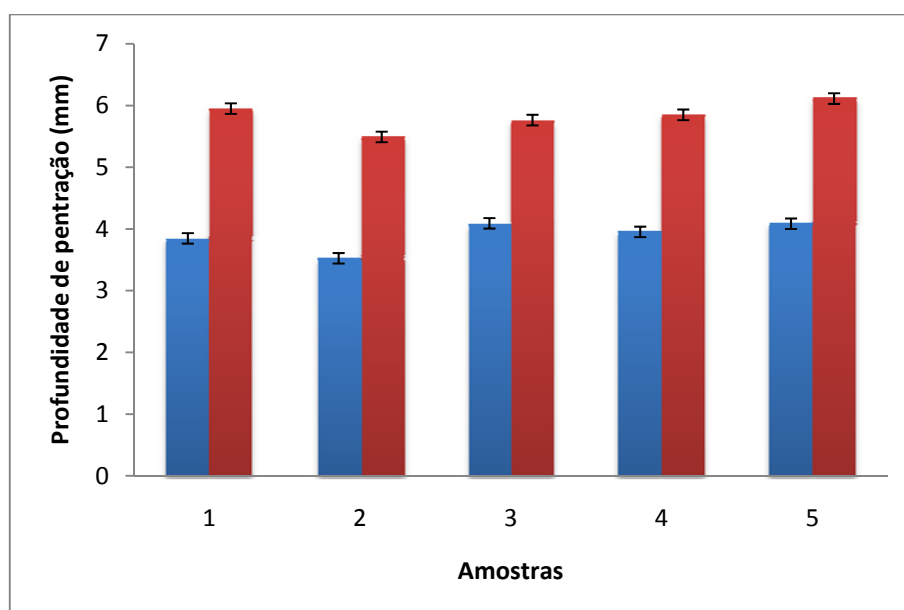


Figura 3.6 – Profundidade de penetração para 5 diferentes amostras utilizando o seguidor solar automático. A cor azul e vermelha representa a porção fria e quente do espectro solar respectivamente.

Na Figura 3.7 seguem-se mais alguns exemplos de amostras obtidas após fotocoagulação para este último grupo de amostras, onde se pode observar a semelhança de profundidades.

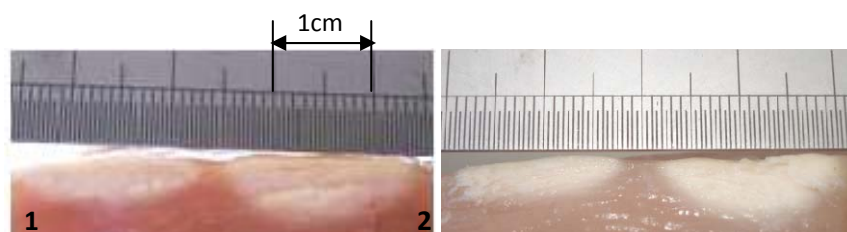


Figura 3.7 – Exemplos de amostras fotocoaguladas com as duas gamas diferentes de comprimentos de onda. À esquerda de cada imagem está a fotocoagulação com radiação fria, e à direita está a fotocoagulação com radiação quente. A numeração nas amostras está relacionada com o gráfico da Figura 3.6.

A dependência da profundidade de penetração com o comprimento de onda é devido à existência da janela óptica, já mencionada na secção 1.2, onde componentes como a hemoglobina, água e melanina são baixos absorvedores, permitindo uma penetração mais profunda da luz, contrariamente a outros comprimentos de onda.

A profundidade de penetração obtida em estudos previamente realizados [2] revela que os lasers na gama de comprimentos de onda correspondentes à radiação quente alcançam 6-8mm de penetração e que lasers da gama de comprimentos de onda correspondentes a radiação fria conseguem um máximo de 1,6mm de penetração. Comparando estes resultados com os resultados obtidos, existe uma semelhança para comprimentos de onda correspondentes a radiação solar quente dado que na experiência realizada em peito de frango, é produzido o mesmo tipo de dano no tecido. Relativamente à radiação fria, a penetração solar atingiu uma maior profundidade de penetração do que a provocada por luz laser. A mistura da radiação fria com uma porção menor de radiação quente na guia de onda 2 pode explicar o porque da penetração ser maior do que 1,6mm.

Para estes últimos resultados foi ainda realizada uma análise ao nível de água das amostras, antes e depois da irradiação solar. O procedimento desta análise pode ser visualizado no Anexo E. Na Figura 3.8, a azul estão as amostras após fotocoagulação e a laranja a percentagem de água correspondente à amostra antes de fotocoagulação. A análise da percentagem de água foi realizada em amostras do primeiro grupo de ensaio, ou seja, do grupo em que foi utilizado o seguidor solar manual. As amostras do grupo A correspondem a tecido irradiado pela guia de onda 1, e as amostras do grupo B correspondem a tecido irradiado pela guia de onda 2. O procedimento experimental realizado para obter a percentagem de água nas amostras encontra-se no Anexo E.

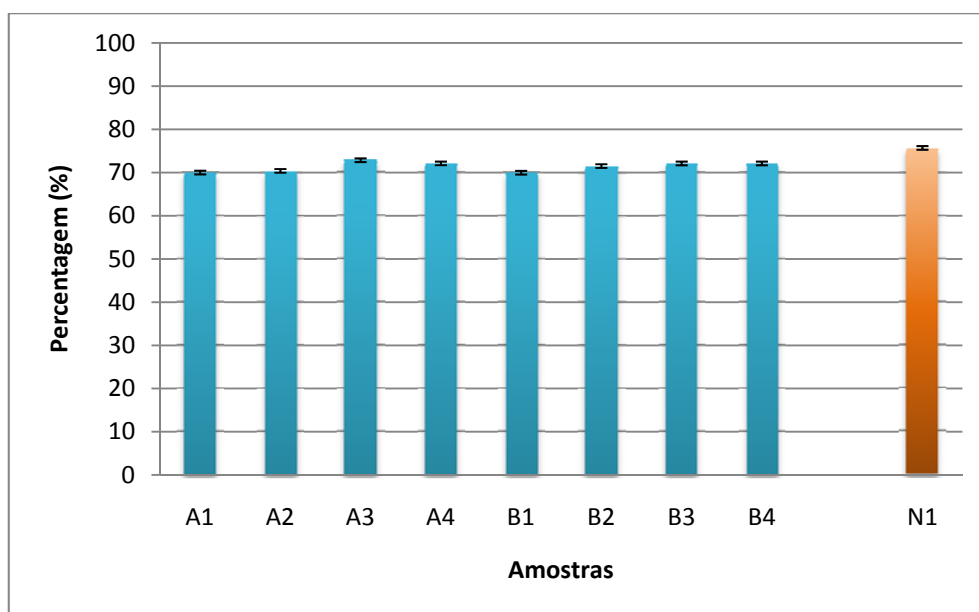


Figura 3.8 – Percentagem de água em amostras antes e depois da fotocoagulação.

O peito de frango anterior à fotocoagulação é composto por 75% de água. Tanto as amostras do grupo A como as amostras do grupo B demonstram uma perda de água na ordem de 3 a 5%. Não são evidentes diferenças relativamente à gama de comprimento de onda usada.

CAPÍTULO IV

4 CONCLUSÃO

Para estudar a fotocoagulação solar em tecido biológico com ambas as porções quente e fria do espectro solar, uma simples técnica de separação de cor foi proposta. Baseado na optimização através da análise do traçado de raios de cada componente do sistema óptico, o protótipo é construído e montado num seguidor solar automático de dois eixos. A separação de cor é alcançada por diversos métodos, mas o espelho plano com um orifício central elíptico demonstra ser a melhor solução para este projecto, reflectindo a porção quente da radiação solar para uma guia de onda de sílica fundida, enquanto permite a passagem de radiação solar fria para outra guia de onda. As medidas foram efectuadas em peito de frango e coagulação uniforme é obtida devido ao uso tanto de um seguidor solar automático como ao uso de guias de onda com uma grande secção transversal quadrada. Uma grande dependência da profundidade de penetração foi observada, obtendo uma penetração de aproximadamente 6mm para a radiação solar quente, comparável com a penetração observada para lasers com comprimentos de onda dentro da mesma gama, e de 4mm para a radiação solar fria. No que diz respeito a outros estudos efectuados relativamente a cirurgia solar, este protótipo possui uniformidade de feixe, vantajoso para este tipo de procedimentos.

Apesar do uso da radiação solar para fotocoagulação não ser uma alternativa para procedimentos cirúrgicos onde luz colimada é essencial, por exemplo cirurgia retiniana, uma larga gama de equipamentos laser beneficia de grande abertura numérica, para os quais o uso de luz solar é uma vantagem. Este protótipo de fotocoagulação solar constitui uma alternativa ao dispendioso equipamento laser.

A variabilidade e imprevisibilidade das condições climáticas limita a localização e tempo de realização de cirurgia solar. Uma análise a dados de radiação solar para diversos climas por todo o globo, a latitudes intermédias, indica que este tipo de procedimento é realizável desde 1/2 a 2/3 de dias por ano. A janela diária de oportunidade de dias limpos vai desde 10 horas por dia no verão e 7 horas por dia no inverno.

No futuro, fibras ópticas flexíveis podem ser usadas para transportar a luz solar para fora da zona focal de várias lentes de Fresnel, todas montadas num único seguidor solar, para facilitar a interacção de energia solar concentrada com tecidos biológicos. Os tecidos biológicos também poderão ser submetidos a uma análise histológica para uma melhor compreensão das capacidades de absorção dos diversos componentes dos tecidos relativamente ao comprimento de onda.

1. Meyer-Schwickerath, G. *Light coagulation*. St. Louis: C. V. Mosby, 1960.
2. Peng, Q., et al. "Lasers in medicine." *Rep. Prog. Phys.* 71, 2008: 056701.
3. Waynant, R. W. *Lasers in Medicine*. CRC Press, 2001.
4. Feuermann, D., e J. M. Gordon. "Solar surgery: remote fiber optic irradiation with highly concentrated sunlight in lieu of lasers." *Optical Engineering* 37, 1998: 2760-2767.
5. Feuermann, D., J. M. Gordon, e T. W. Ng. "Photonic surgery with noncoherent light." *American Institute of Physics* 88, 2006: 114104.
6. Gordon, J. M., D. Feuermann, e M. Huleihil. "Laser surgical effects with concentrated solar radiation." *Applied Physics Letters* 81, 2002: 2653-2655.
7. Gordon, J. M., D. Feuermann, e M. Huleihil. "Solar surgery." *Journal of Applied Physics* 93, 2003: 4843-4851.
8. Gordon, J. M., D. Feuermann, M. Huleihil, S. Mizrahi, e R. Shaco-Levy. "Surgery by sunlight on live animals." *Nature* 424, 2003: 510.
9. Gordon, J. M., R. Shaco-Levy, D. Feuermann, M. Huleihil, e S. Mizrahi. "Photothermally induced delayed tissue death." *JBO Letters* 11, 2006: 030504.
10. Bown, S. G. "Phototherapy in tumors." *World Journal of Surgery* 7, 1983: 700-709.
11. Chang, C., e J. Chua. "Endovenous Laser Photocoagulation (EVLP) for Varicose Veins." *Lasers in Surgery and Medicine* 31, 2002: 257-262.
12. Eichler, J., J. Knof, e H. Lenz. "Measurements of the Depth of Penetration of Light (0.35-1.0 μ m) in Tissue." *Rad. And Environm. Biophys.* 14, 1977: 239-242.
13. Gemert, M. J. C., e A. J. Welch. "Clinical Use of Laser - Tissue Interactions." *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 8, 1989: 10-13.
14. Heisterkamp, J., R. van Hillegersberg, e N. M. Ijzermans. "Interstitial laser coagulation for hepatic tumours." *British Journal of Surgery* 86, 1999: 293-304.
15. Dederich, D. N., e R. D. Bushick. "Lasers in dentistry." *JADA* 135, 2004: 204-212.

16. Welch, A. J., J. H. Torres, e W. Cheong. "Laser Physics and Laser-Tissue Interaction." *Texas Heart Institute Journal* 16, 1989: 141-149.
17. Hecht, E. *Óptica*. Lisboa: Fundação Calouste Gulbenkian, 2002.
18. Kane, S. A. *Introduction to physics in modern medicine*. Taylor & Francis, 2003.
19. Corazza, A. "Fotobiomodulação comparativa entre o Laser e o LED de baixa intensidade na angiogenese de feridas cutâneas de ratos." Tese de dissertação de Mestrado, Escola de Engenharia de São Carlos, 2009.
20. Abujamra, S. "Fotocoagulação: dos primórdios até a atualidade." 2006.
21. Brinkley, J. R. *Diabetic Retinopathy*. Julho de 2003.
<http://www.southcoasteye.com/whatsnew.html>.
22. Pokora, L. *Lasers in Medicine Surgery and Dentistry*. <http://www.ctl.com.pl/art/art4b.html>.
23. The Warren Research Group at Duke University. *Introduction to Tissue Imaging*.
<http://www.chem.duke.edu/~wwarren/tissueimaging.php>.
24. Vo-Dinh, T. *Biomedical Photonics Handbook*. CRC Press, 2002.
25. *Laser light penetration*. <http://www.bundp.net/?g=en/node/219>
26. Pinto, D., e D. Liang. "Melhoria do desempenho de Lasers de Estado Sólido com um novo esquema por guia de onda." Tese de dissertação de Mestrado, 2007.
27. Wikipedia. *Sunlight*. <http://en.wikipedia.org/wiki/Sunlight>.
28. *Lentes de Fresnel*.
<http://teleformacion.edu.aytolacoruna.es/FISICA/document/fisicaInteractiva/OptGeometrica/Instrumentos/fresnel/fresnel.htm>.
29. Michigan Lighthouse Conservancy. *Fresnel Lenses*. 2008.
<http://www.michiganlights.com/fresnel.htm>.
30. Joseph, B. *Fresnel Lens Solar Grill*. <http://www.solarcooker-at-cantinawest.com/fresnel-lens-solar-grill.html>.
31. Keller, H. E., K. R. Spring, J. C. Long, e M. W. Davidson. *Optical Aberrations*.
<http://www.olympusmicro.com/primer/java/aberrations/chromatic/index.html>

32. Macleod, H. A. *Thin Film Optical Filters 3rd Edition*. Taylor & Francis, 2001.
33. Wikipedia. *Optical Filters*. http://en.wikipedia.org/wiki/Optical_Filters.
34. *Dispersive Prism*. http://wimminwiselpts.files.wordpress.com/2008/11/dispersion_prism.jpg.
35. *Sundance Solar*. <http://store.sundancesolar.com/sospliposiso.html>.
36. Goff, D. R. *Fiber Optic Reference Guide*. Focal Press, 2002.
37. Heraeus, *High Purity Silica Rods*. http://specialty-fiber.heraeus-quarzglas.com/en/products/highpuritysilicarods/Silica_Rods_3779.aspx.
38. *Glass Dynamics*. <http://www.glassdynamicsllc.com/SI-UV%20Material%20Data%20Sheet.htm>
39. Velho, P., e D. Liang. "Novo método óptico de bombeamento para lasers solares." Tese de dissertação de Mestrado, 2005.
40. Wikipedia. *Numerical Aperture*. http://en.wikipedia.org/wiki/Numerical_aperture.
41. Forr, J. T. "Fiber Optics: Theory and Applications." Technical Memorandum, 2001
42. Bates, S. C. *Next Generation Transparent Furnace*.
<http://www.tvu.com/PNextGenTFWeb.htm>.
43. Cook, R. L. "A Reflectance Model for Computer Graphics" *Computer Graphics*, 1981.
44. Liang, D., S. Duarte, J. Trindade, D. Ferreira, e L. F. Monteiro. "High-power solar energy transmission by solid-core fused silica light guides. " *Nonimaging Optics: Maximum Efficiency Light transfer VI 4446, Proceedings of SPIE*, 2001: 76-87.
45. Liang, D., L. F. Monteiro, M. R. Teixeira, M. L. Monteiro, e M. Collares-Pereira. "Fiber-optic solar energy transmission." *Solar Energy Materials and Solar Cells* 54, 1998: 323-331.
46. Jacobson, B. A., R. D. Gengelbach, e J. M. Ferri. "Beam-shape transforming devices in high-efficiency projection systems." *Proc. SPIE* 3139, 1997: 141-150.
47. Liang D., P. Bernardes, e R. Pereira. "Sun-pumped Nd:YAG laser with excellent tracking error compensation capacity," in *Proceedings of the European Conference on Lasers and Electro-Optics (CLEO/Europe-EQEC '05)* 29B, Munich, Germany, June 2005, CA7-5-TUE.
48. Silva, J. C. "Manual de elaboração de relatórios e tratamento de resultados experimentais." 2005.

ANEXOS

Wavelength Data

Use	Wavelength (μm)	Weight	Use	Wavelength (μm)	Weight
<input checked="" type="checkbox"/> 1	0.30000000	0.25	<input checked="" type="checkbox"/> 13	0.90000000	0.6
<input checked="" type="checkbox"/> 2	0.35000000	0.33	<input checked="" type="checkbox"/> 14	0.95000000	0.26
<input checked="" type="checkbox"/> 3	0.40000000	0.5	<input checked="" type="checkbox"/> 15	1.00000000	0.59
<input checked="" type="checkbox"/> 4	0.45000000	1.24	<input checked="" type="checkbox"/> 16	1.05000000	0.61
<input checked="" type="checkbox"/> 5	0.50000000	0.82	<input checked="" type="checkbox"/> 17	1.10000000	0.56
<input checked="" type="checkbox"/> 6	0.55000000	1.39	<input type="checkbox"/> 18	0.00000000	0
<input checked="" type="checkbox"/> 7	0.60000000	1.34	<input type="checkbox"/> 19	0.00000000	0
<input checked="" type="checkbox"/> 8	0.65000000	1.27	<input type="checkbox"/> 20	0.00000000	0
<input checked="" type="checkbox"/> 9	0.70000000	1.14	<input type="checkbox"/> 21	0.00000000	0
<input checked="" type="checkbox"/> 10	0.75000000	0.89	<input type="checkbox"/> 22	0.00000000	0
<input checked="" type="checkbox"/> 11	0.80000000	0.7	<input type="checkbox"/> 23	0.00000000	0
<input checked="" type="checkbox"/> 12	0.85000000	0.91	<input type="checkbox"/> 24	0.00000000	0

Select -> F, d, C (Visible) Primary: 1

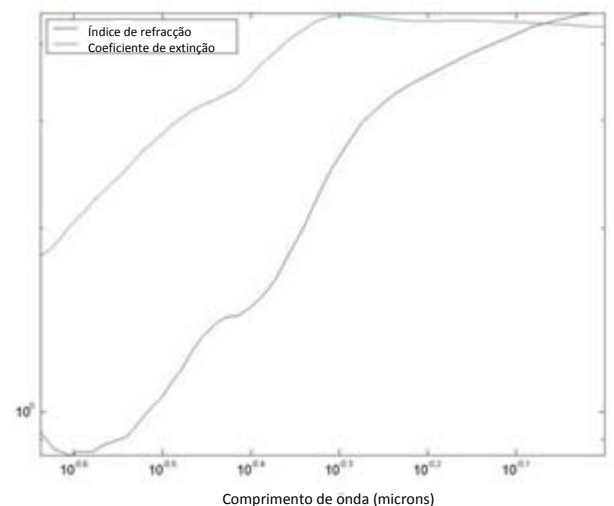
Transmission Data							
Glass: PMMA							
Num	Lambda	Trans	Thick	Num	Lambda	Trans	Thick
1	0.350000	0.995000	10.000000	16	0.758000	0.998000	10.000000
2	0.450000	0.998000	10.000000	17	0.790000	0.998000	10.000000
3	0.527000	0.997000	10.000000	18	0.793000	0.998000	10.000000
4	0.531000	0.997000	10.000000	19	0.803000	0.998000	10.000000
5	0.568000	0.998000	10.000000	20	0.805000	0.995000	10.000000
6	0.578000	0.998000	10.000000	21	0.808000	0.995000	10.000000
7	0.586000	0.998000	10.000000	22	0.811000	0.995000	10.000000
8	0.592000	0.998000	10.000000	23	0.815000	0.995000	10.000000
9	0.675000	0.998000	10.000000	24	0.820000	0.995000	10.000000
10	0.700000	0.994000	10.000000	25	0.865000	0.993000	10.000000
11	0.732000	0.998000	10.000000	26	0.880000	0.981000	10.000000
12	0.736000	0.998000	10.000000	27	1.060000	0.954000	10.000000
13	0.743000	0.997000	10.000000	28	1.529000	0.871000	10.000000
14	0.746000	0.997000	10.000000	29	2.500000	0.794000	10.000000
15	0.753000	0.996000	10.000000				

Transmission Data			
Glass: SILICA-P			
Num	Lambda	Trans	Thick
1	0.334000	1.000000	25.000000
2	0.350000	1.000000	25.000000
3	0.365000	1.000000	25.000000
4	0.370000	1.000000	25.000000
5	0.380000	1.000000	25.000000
6	0.390000	1.000000	25.000000
7	0.400000	1.000000	25.000000
8	0.420000	0.998000	10.000000
9	0.460000	0.998000	10.000000
10	0.500000	0.998000	10.000000
11	0.660000	0.998000	10.000000
12	1.060000	0.998000	10.000000
13	1.529000	0.998000	10.000000
14	2.325000	0.998000	25.000000

ANEXO D – ÍNDICES DE REFRAÇÃO E COEFICIENTES DE EXTINÇÃO PARA O COBRE³

Comprimento de onda (μm)	Índice de refração n	Coefficiente de extinção k
0.1907	0.9580	1.3700
0.2066	1.0400	1.5900
0.2114	1.1800	1.7400
0.2138	1.1000	1.6700
0.2296	1.2800	1.7800
0.2384	1.3800	1.8000
0.2480	1.4700	1.7800
0.2583	1.5300	1.7100
0.2695	1.5200	1.6700
0.2818	1.4900	1.6400
0.2952	1.4200	1.6400
0.3099	1.3400	1.7200
0.3263	1.3400	1.8100
0.3444	1.3100	1.8700
0.3646	1.2700	1.9500
0.3874	1.1800	2.2100
0.4133	1.1800	2.2100
0.4428	1.1700	2.3600
0.4768	1.1500	2.5000
0.5166	1.1200	2.6000
0.5390	1.0400	2.5900
0.5635	0.8260	2.6000
0.5904	0.4680	2.8100
0.6199	0.2720	3.2400
0.6525	0.2140	3.6700
0.6702	0.2150	3.8600
0.6880	0.2130	4.0500
0.7084	0.2140	4.2400
0.7293	0.2230	4.4300
0.8265	0.2600	5.2600
1.2400	0.4330	8.4600
1.2650	0.4960	6.7800
1.2910	0.5050	6.9200
1.3190	0.5150	7.0600
1.3480	0.5250	7.2100
1.3780	0.5360	7.3600
1.4090	0.5470	7.5300
1.4420	0.5590	7.7000
1.4760	0.5720	7.8800
1.5120	0.5860	8.0600
1.5500	0.6060	8.2600

1.5890	0.6270	8.4700
1.6310	0.6490	8.6900
1.6750	0.6720	8.9200
1.7220	0.6970	9.1600
1.7710	0.7230	9.4100
1.8230	0.7520	9.6800
1.8780	0.7820	9.9700
1.9370	0.8150	10.3000
2.0000	0.8500	10.6000
2.0660	0.8900	11.0000
2.1380	0.9330	11.3000
2.2140	0.9800	11.8000
2.2960	1.0300	12.2000
2.3840	1.0900	12.7000
2.4800	1.1500	13.2000
2.5830	1.2200	13.7000
2.6950	1.2900	14.4000
2.8180	1.3700	15.0000
2.9520	1.4700	15.7000
3.1000	1.5900	16.5000
3.2630	1.7300	17.4000
3.4440	1.9000	18.4000
3.6460	2.0900	19.6000



³ Brigham Young University. *Table of Graphs of the Complex Index of Refraction for Common Microfabrication Materials*. <http://www.photonics.byu.edu/tabulatedopticalconstants.phtml>.

ANEXO E – PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL PARA A DETERMINAÇÃO DA PERCENTAGEM DE ÁGUA NUM TECIDO BIOLÓGICO

MATERIAL

- Balança
- Estufa
- Exsicador
- Caixas de Petri
- Pinça de madeira
- Amostras

PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

- 1 - Pesar e identificar apenas a base de caixas de Petri.
- 2 - Em cada caixa, colocar uma amostra de tecido vivo.
- 3 - Colocar as amostras na estufa, com uma temperatura regulada para 100°C, durante 24 horas.
- 4 - Retirar as caixas da estufa com a ajuda de uma pinça de madeira e colocá-las num exsicador (para que não haja absorção da humidade atmosférica), deixando-as arrefecer até à temperatura ambiente.
- 5 - Pesar as caixas com as amostras e calcular o peso das amostras secas.
- 6 - Determinar a percentagem de água das amostras.

CÁLCULOS

P_c – Peso da caixa de Petri

P_a – Peso da amostra

P_{cas} – Peso da caixa com amostra seca

P_{as} – Peso da amostra seca

Q_a – Quantidade de água perdida

$$P_{as} = P_{cas} - P_c$$

$$Q_a = P_a - P_{as}$$

$$\% = \frac{Q_a}{P_a} \times 100$$

No âmbito deste trabalho foi realizado um manuscrito, tendo este sido submetido para a revista científica *Solar Energy Materials & Solar Cells* a 27 de Julho de 2009.

A simple color separation technique for solar tissue photocoagulation

Nídia Batista and Dawei Liang

CEFITEC, Departamento de Física, FCT, Universidade Nova de Lisboa, 2825, Campus de Caparica, Portugal

nidiabatista@gmail.com, dl@fct.unl.pt

Abstract

Aiming at studying solar photocoagulation in biological tissue with both the warm and the cold portions of solar spectrum, a simple color separation technique is proposed. The chromatic aberration characteristic of Fresnel lens is exploited to achieve color separation by a plane mirror with a large central elliptical hole, reflecting the warm solar radiation above 600nm to one fused silica light guide, while allowing the passage of the cold radiation to another guide. ZEMAX™ ray-tracing code is used to optimize the performance of each optical component. To attain a stable solar coagulation, the prototype is tested on a two-axis solar tracker. The ex vivo measurement is performed on chicken breasts at the solar power level of 30W and the exposure time of 60 seconds, attaining a uniform coagulation over a large area of 15mm x 15mm. A strong dependence of the penetration depth on wavelength is observed. Our cost effective solar photocoagulation prototype produces the same type and extent of tissue coagulation ordinarily achieved with surgical laser equipment.

Keywords: photocoagulation, solar radiation, color separation.

1. Introduction

Sunlight has numerous applications in electricity generation, natural lighting and also in medical research. The first photocoagulation in human tissue by sunlight was achieved in 1960 [1]. The appearance of the laser made surgical procedures less invasive, with fewer complications, better healing and less time for recovery for the patient [2, 3]. Gordon *et. al.* [4-8] introduced the concept of fiber optic solar surgery, as an alternative to laser surgery. Despite the use of solar radiation for surgery to be restricted to periods of clear sky, its advantage lies in its potential low cost, when

compared with surgical laser equipment. Laser photocoagulation has been used for many years in medicine. Interstitial laser photocoagulation has also long been introduced [9]. There is still other application in varicose veins treatment [10]. Laser light penetration in tissues has already been subjected to several studies [9-11]. The wavelength of light is the primary determinant of the degree to which the light is absorbed in the target material. Depending on tissues, some laser beams penetrate deeper than others. The degree to which this occurs is also affected by the power of the laser and exposure duration, but wavelength is always

the primary factor [12]. Blue light (460nm) yields poor penetration. Red and near-infrared wavelengths (from 600 to 1300nm) are considerably more effective for deep penetration [13].

Color separation can be achieved by either optical filters or prisms. Optical filters [14, 15] usually reflect the unwanted portion of the light and transmit the remainder. However, when highly concentrated solar power is involved, large area optical filter is needed in order to avoid overheating. Costly active cooling may also become indispensable. A prism can separate light by breaking up its constituent spectral colors. The refractive index of optical material varies with the wavelength of the light used, which causes light of different colors to be refracted differently and to leave the prism at different angles. Only solar radiation with small divergence angles can, therefore, be successfully separated in wavelength by prisms. A simple and cost effective color separation technique is hence highly expected for solar photocoagulation.

The chromatic aberration characteristic of Fresnel lens is employed to achieve color separation by the plane mirror with the large central elliptical hole. The warm portion of the concentrated solar radiation above 600nm is reflected to one fused silica light guide for deep photocoagulation. The cold portion below 600nm passes through the hole and is collected by another light guide for shallow photocoagulation. Compared to the early reports in solar surgery by a single optical fiber [5-8], much more solar radiation is transmitted to the biological tissue by the light guide of square cross section, enabling the homogenous photocoagulation over the larger area (15mm x 15mm) of the chicken breast. Besides, the tracking error of the solar tracker is also largely compensated by the use of the light guide. Description of the whole optical

system involving the Fresnel lens, the color separator and the light guides will be given in detail. ZEMAX™ ray-tracing optimization of the performance of each optical component will be introduced simultaneously. The ex vivo measurement results on the solar coagulation of the chicken breast will finally be discussed.

2. Description of the optical system for solar photocoagulation and ZEMAX™ ray-tracing optimization of the performance of each optical component

2.1 Solar irradiance, the optical system for photocoagulation and the automatic two-axis solar tracker

The standard solar spectra [16] for one-and-a-half air mass (AM1.5) are used for defining the spectral irradiance ($\text{W}/\text{m}^2/\text{nm}$) at each source wavelength in ZEMAX™ ray-tracing analysis. The irradiance cumulative integral of the whole solar spectra equals to the typical terrestrial value of $900\text{W}/\text{m}^2$, which agrees well with our measurement. The semi-angle of 0.27° is also assumed for the circular light source to simulate the incoming solar radiation in ZEMAX™ analysis. For investigating the effect of solar photocoagulation, it is convenient for us to define two ranges of solar radiation spectrum. First, the cold radiation composed of ultraviolet, violet, blue and green wavelengths and second, the warm radiation composed of yellow, orange, red and infrared wavelengths.

As shown in Fig.1-3, the whole optical system for solar photocoagulation is composed of the Fresnel lens, the color separator, the light guides for guiding both the warm and the cold solar radiations to the biological tissues (not shown in Fig.1-3). All the optical components are mounted onto a mechanical support structure, which is finally fixed to the two-axis solar tracker.

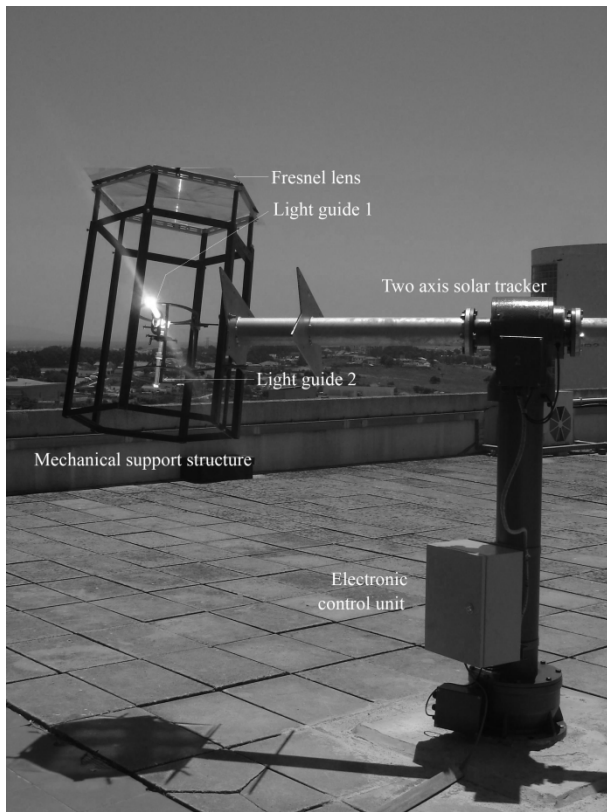


Fig. 1. Optical system for photocoagulation is mounted onto the two-axis solar tracker.

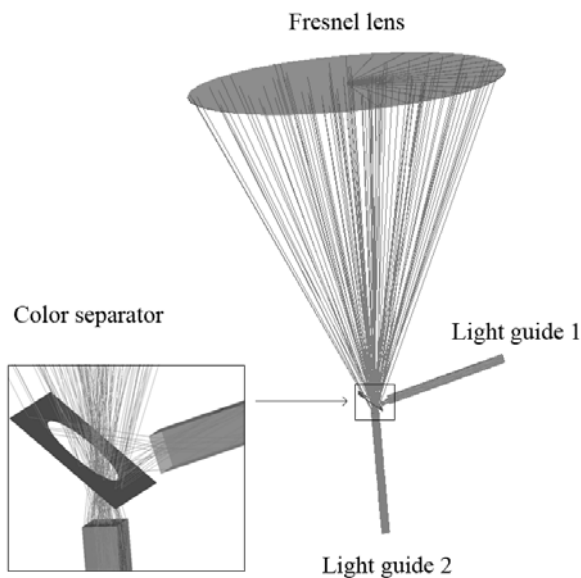


Fig. 2. 3-Dimensional presentation of ZEMAX™ analysis of the whole optical system.

The automatic two-axis solar tracker, as shown in Fig.1, was originally designed to support nine PV modules for electricity generation. It tracks the Sun automatically during the day and returns to its starting position during the night. The tracking error of the solar tracker is

less than 0.5 degree. The mechanical support structure of the PV modules has been modified to adapt both the Fresnel lens and its associated mechanical structure. The solar tracker is indispensable for stable solar tissue photocoagulations.

2.2 Fresnel lens with chromatic aberration

Fresnel lenses are rather widely used for the concentration of solar radiation in photoelectric devices. These lenses are compact, simple to manufacture, relatively cheap. The main disadvantage of Fresnel lens is the chromatic aberration, which leads to a significant decrease in the energy efficiency in concentrating solar radiation. Basically, chromatic aberration is caused by light rays of different wavelengths coming to focus at different distances from the lens. Blue will be focused at the shortest distance and red at the greatest distance. Since the natural rays of light are a mixture of colors, each aberration will give a different value corresponding to each color, thus producing blurred images. This unfavorable property of Fresnel lens is, however, beneficial to the success of the proposed color separation technique. As shown in Fig.1-3, the Fresnel lens used in the experiment has 600mm diameter, 2mm thickness and 620mm focal length and it's made of polymethylmethacrylate(PMMA) material. With a power meter of a large detection area, about 180W solar power is measured along the highly blurred focal zone. The dependence of focal distance on the wavelength of solar spectrum is firstly analyzed by ZEMAX™ ray-tracing software. The strong dependence of focal length on wavelength is clearly observed in Fig. 4, where focal length increases with wavelength. This increase in intensity is sharp for short wavelength ranging from UV to visible spectrum and becomes gradually saturated in IR region. On the one hand, due to the approximation of all the focal lengths of the

wavelengths above 600nm, as indicated in Fig.4, the warm solar radiations are strongly focused within 630-640mm focal region, along the optical axis of the Fresnel lens. As the focal distance shifts from 590mm to 640mm, the warm light spot of 20mm diameter is gradually changed to the strong warm focal spot of 7mm diameter in the focal region, where solar light and material interaction is most effective. A blurred cold light distribution of 20mm diameter is also found mixed with the warm light spot of 7mm diameter in this focal region. On the other hand, there exists a large dispersion of focal distances ranging from 570mm to 630mm for the cold wavelength below 600nm. The focused cold colors are therefore highly dispersed along the 60mm length, no clear focal spots are, therefore, observed in this region. Relatively strong warm light distribution is, however, found in the same region. The relative ratio between the warm and the cold solar power is hence strongly dependent on the mounting position of the color separator along the optical axis of the Fresnel lens.

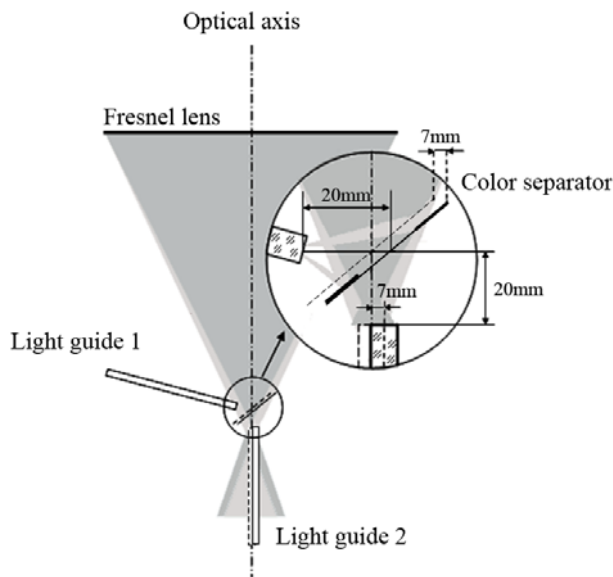


Fig. 3. Color separation scheme involving the Fresnel lens with chromatic aberration, the optimized mounting positions for both the color separator and the light guides. Dark color represents the cold radiation and light color represents the warm radiation.

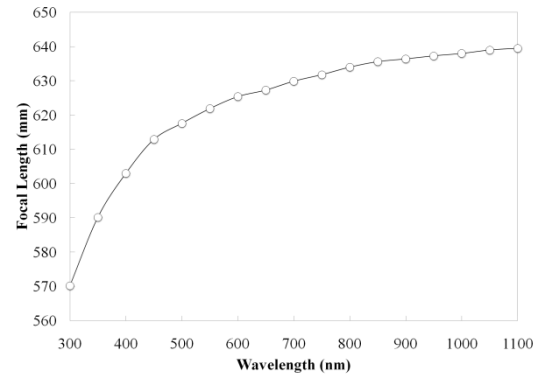


Fig. 4. The focal length of the Fresnel lens is strongly dependent on wavelengths.

2.3 ZEMAXTM optimization of the performance of the simple color separator

Deep light penetration can be expected by using the warm radiation above 600nm. For comparison, the cold radiation below 600nm will also be analyzed. Knowing the chromatic aberration characteristics of the Fresnel lens, it's now possible to discuss the technique of color separation by using the simple reflector with the large central elliptical hole. ZEMAXTM ray-tracing analysis is made to determine the optimized dimensions of the elliptical hole of the color separator. A 50mm×54mm plane mirror with the elliptical (a=18mm and b=11.5mm) hole is found to achieve the best color separation effect, reflecting the warm solar radiation to the first fused silica light guide, while allowing the passage of cold solar radiation to another light guide through the large elliptical hole, as indicated in Fig.1-3 and Fig.5. To reflect the maximum warm radiation to the light guide 1, the centre of the elliptical hole is shifted 7mm away from the optical axis, as indicated in Fig.3. It is also very important to determine the correct mounting position for the color separator. For the transmitted red light (660nm) power from the light guide 1 and the transmitted blue light (460nm) power from the light guide 2, Fig.6 represents their strong dependence on the mounting position of the separator. By varying the positions of the color separator from 585mm to 625mm along the optical axis of the Fresnel lens, the wavelength

dependent powers of red and blue colors are analyzed in ZEMAXTM ray-tracing program. The highest red to blue power ratio of 3.36 is obtained at the mounting distance of 595mm. Fig.6 indicates the effectiveness of this simple color separation technique in reflecting the red radiation. The strong dependency of blue light on the mounting position is also indicated. By mounting the color separator also at 595mm, the maximum blue to red power ratio 1.43 is reached. Considering the efficient reflection of the red light and also the passage of the blue light, the mounting distance of 595mm is finally adopted for the color separator. Once the mounting distance of 595mm is chosen, very interesting color separation effects can be achieved by varying the relative distance between the separator and the light guides. As shown in Fig.3 and Fig.5, the light guide 1 is positioned 20mm from the centre of the color separator; 30W warm radiation is measured from its output end. Similar to the reflection property of gold, the color separator reflects the warm solar radiation. The golden color from the light guide in Fig.5 agrees well with the ZEMAXTM analysis on the reflection property of the color separator in Fig.7. By increasing the dimension of the elliptical hole, more red light reflection can also be easily achieved. The out-coupled power from the guide 1 is, however, considerably reduced.

As the light guide 2 approaches the color separator along the optical axis, varying from 40mm to 10mm, as shown in Fig.7, the peaks of the transmitted cold light is shifted from 570nm to 400nm, corresponding to the successive change of colors from green to blue and finally to violet. Due to the mixture with red and IR color, no green color is observed when the light guide 2 is 40mm below the separator. White light is, however, clearly visible from the guide 2 in this case. By placing the same guide 20mm below the separator, strong blue light is clearly observed, as shown in Fig.5.

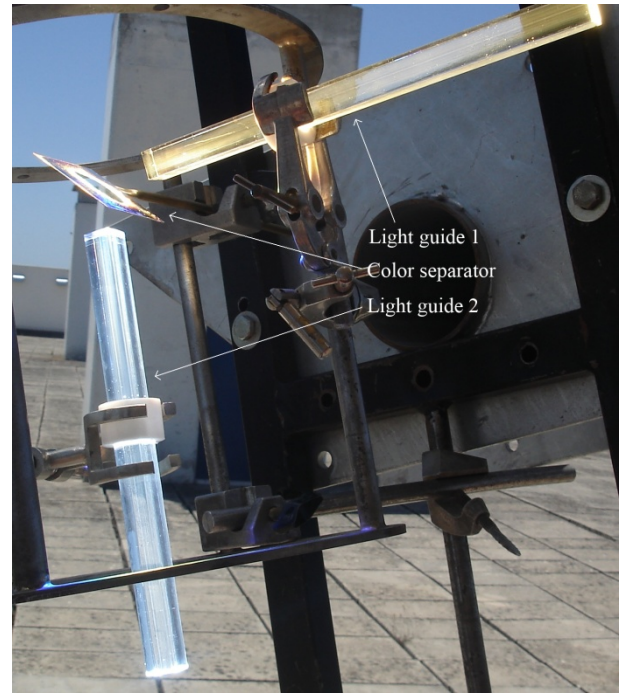


Fig. 5. Separation of light by a plane mirror with a central elliptical hole, where the warm radiations above 600nm is reflected to the light guide 1 and the cold radiations below 600nm passes through the elliptical hole and is collected by the guide 2.

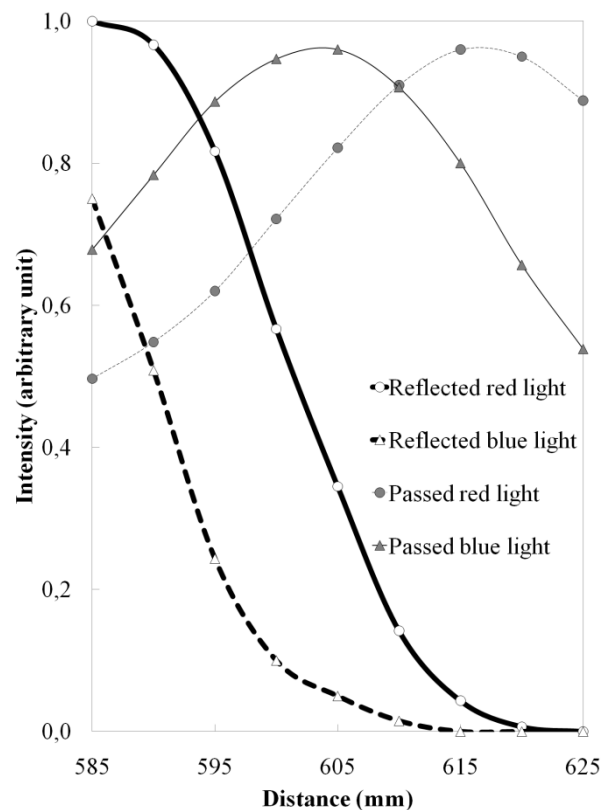


Fig. 6. The solar output power from both the light guide 1 and the light guide 2 depend on the mounting distance along the optical axis of the Fresnel lens. 595mm is found to be the optimum distance for color separator.

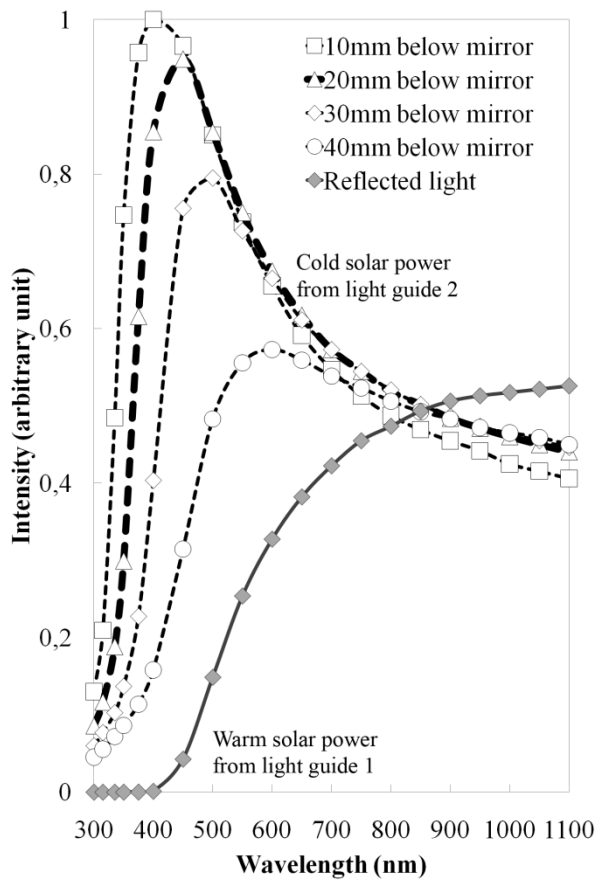


Fig. 7. The transmitted solar power from the light guide 2, mainly cold color, depends on both the wavelength and its relative distance from the center of the color separator. The light guide 2 is placed 20mm below the center of the color separator to achieve more blue radiation.

Despite the strong blue color from the light guide 2, some warm radiation above 600nm is still inevitably coupled to its output end, revealing the imperfect color separation characteristics of our prototype. When the guide 2 is only 10mm below the separator, strong violet light is also clearly observed. The output power from the light guide 2 is also largely increased each time the guide 2 approaches the separator, as indicated by Fig.7. The above technique of changing both the color and the power of the cold radiation is of big significance to the study of solar photocoagulation

The optimized mounting positions for the optical components are indicated in Fig.2. 30W warm solar power is measured from the

light guide 1, while more than 75W cold solar power is easily available from the light guide 2. If 30W warm radiation is acceptable for solar photocoagulation, then 75W cold radiation from the light guide 2 needs to be divided in half by optical means, such as its further coupling two other square light guides or using an attenuator, so that only about 30W is available for solar coagulation experiment. In our prototype, however, the light guide 2 is simply shifted laterally away from the optical axis, as indicated in Fig.3. ZEMAXTM analysis indicates the drastic reduction in the transmitted solar power from the light guide 2, as it shifts laterally from 0 to 10mm. The lateral shift of 7 mm is found to be a simple choice for studying the effect of blue light solar photocoagulation: 30W can now be measured from the light guide 2 and the peak wavelength is also fixed at blue wavelength, as indicated in Fig.8.

2.4 Fused silica light guides for uniform solar photocoagulation

Fused silica material has a low thermal expansion and good chemical durability. Its spectral range goes from UV (200nm) and ends in near-IR (2000nm). By using a solid-core fused silica light guide, highly concentrated solar power can be transmitted [17]. Optical fiber and fiber bundles for solar energy transmission are proven technology [5-8 and 18]. Only the relatively high cost of fiber bundles may hamper the successful application of the in-door photocoagulation in the future. Although plastic optical fibers do not have the dimensional stability and environmental durability of fused silica fiber, they are acceptable for certain applications. Their low operating temperature range below 60° C imposes, however, a serious limitation to high power solar energy transmission. The poor red and IR transmission property of plastic fiber makes it unsuitable for effective solar photocoagulation.

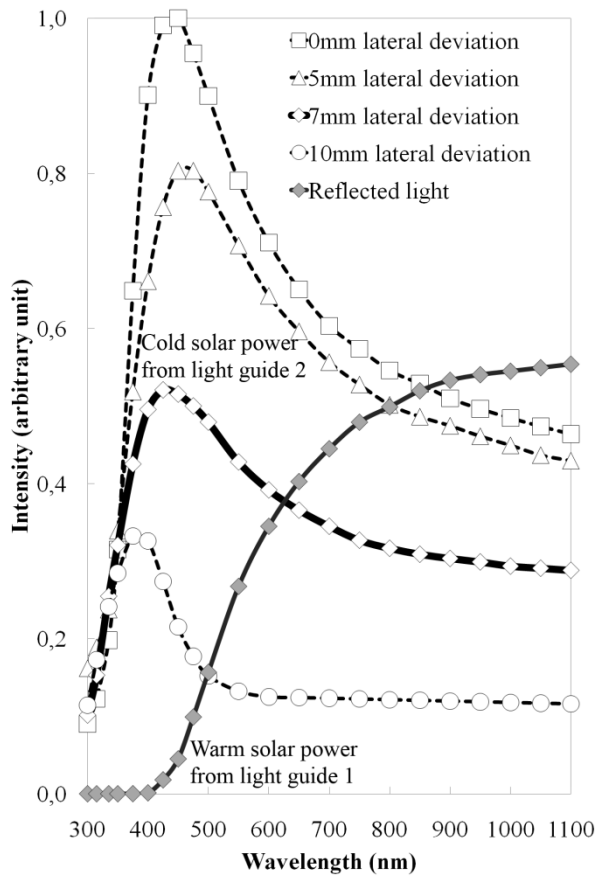


Fig. 8. When the light guide 2 is placed 20mm below the centre of the color separator, the transmitted solar power from the light guide 2, mainly cold color, depends on both the wavelength and also the transversal deviation from the optical axis of the Fresnel lens. 7mm lateral deviation offers suitable solar power for photocoagulation.

Light guides of different dimensions are analyzed in ZEMAXTM software in order to obtain a homogenized flux and sufficient power density for photocoagulation. Two fused silica light guides of square cross section are used to both transmit and homogenize the concentrated solar radiations from the color separator, as shown in Fig. 5. The solar power of 30W is measured from the output end of each light guide 15mm x 15mm in cross section and 250mm in length. The light guide is long enough to ensure the radiation homogeneity from the output end of the guide. The 15mm x 15mm input surface of the light guide is also large enough to compensate the lateral displacement of the focal light spot of 7mm FWHM diameter [19]. Considering a

tracking error of 0.5° , which corresponds to 5mm lateral shift of the focal spot at the input face of the light guide, the transmitted solar power from the light guide is reduced only 12%, ensuring hence a stable result for solar photocoagulation.

3. Solar photocoagulation experiment with chicken breast

Several tests are made to optimize color separation prototype in order to obtain the same amount of power from both light guides. Experiment is firstly carried out to find the optimum mounting position for the color separator. The color separator is finally mounted at the distance of 595mm, agreeing well with the results of the ZEMAXTM ray-tracing analysis. The prototype is shown in Fig. 1 and Fig. 5, where the plane mirror with the large central elliptical ($a=18\text{mm}$, $b=11.5\text{mm}$) hole is used to reflect the warm radiation while allowing the passage of the cold radiation. The plane mirror has 95% reflectivity over the solar spectrum. As indicated in Fig. 3, the separator is tilted 40 degree in relation to the optical axis of the Fresnel lens. The light guide 1 is positioned 20mm away from the centre of the color separator, coupling the warm solar radiation to one fresh chicken breast. The light guide 2 is also positioned 20mm below the color separator and shifted laterally 7mm away from the optical axis, coupling also the cold radiation to another fresh chicken breast. All experiments are performed outdoors while the solar tracker follows automatically the Sun. The solar irradiance of about 900W/m^2 is measured. Tissue samples are irradiated at 30W solar power level with an exposure time of 60 seconds. The light guides are placed, 1mm above tissue surface, as shown in Fig. 9. At the end of each noncontact exposure, the surface of the sample is firstly photographed and then cut down through central section so the depth of coagulation can be measured.

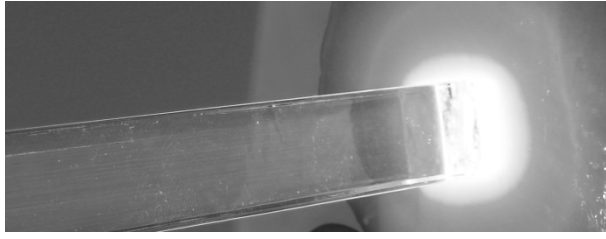


Fig. 9. Uniform light distribution incident upon the chicken breast. Noncontact solar photocoagulation is carried out by the warm solar radiation through the light guide 1.

Fig. 10 is a photograph of the same chicken breast after being radiated by both the warm portion (right) and the cold portion of the spectrum (left). The coagulated area shows the loss of reddish color. Both the coagulation uniformity (Fig. 10a) and considerable difference in optical penetration depth of the warm and the cold portions of the spectrum are strikingly evident (Fig.10b). Tissue measurements are made through software programmed in C++ and measurement errors are obtained through combined standard uncertainty. The penetration depth of approximately 6mm is obtained in all samples for the warm radiation. The penetration depth of 4mm is also obtained by cold radiation. Consistency between results is achieved, as shown in Fig. 11, due to the use of the solar tracker. The dependence of penetration depth with wavelength is due to the existence of an optical window, from 600 to 1300nm, where tissue components such as hemoglobin, water and melanin, are low absorbers, allowing light to penetrate deeper, contrary to other cold wavelengths.

Penetration depth obtained in previous studies [2] reveals that lasers in the range of the warm wavelength range can reach 6-8mm penetration and lasers in the range of cold wavelength range can reach up to 1.6mm penetration. Comparing these results to the published results, there exist large similarity in the warm wavelength light to laser light since the experiment in chicken breasts produces the same type and extent of tissue damage.



Fig. 10. Coagulated lesion in ex vivo chicken breast. After the treatment (30W during 60s) by the warm radiation (right) and the cold radiation (left), the chicken breast is photographed, showing lesion uniformity (a) and then sectioned (b). The whitish regions are the areas of coagulations, where the maximum depths of 6mm for the warm radiation and 4mm for the cold radiation are obtained.

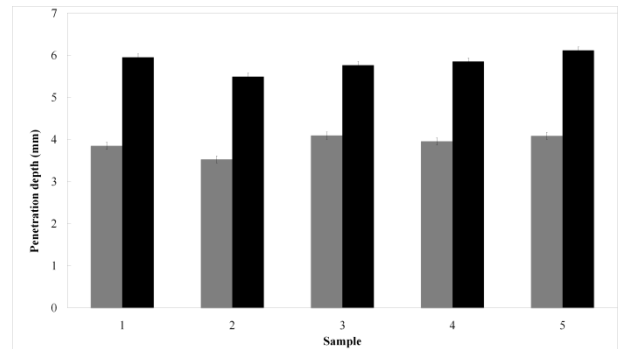


Fig. 11. Penetration depth for five different samples. Black and grey colors represent the warm radiation and the cold radiation respectively.

Regarding to the cold wavelength, solar light achieved deeper penetration than those by laser light. The mixture of the strong cold radiation with a small portion of the warm radiation from the light guide 2 may help to explain why the penetration depth is deeper than 1.6mm.

4. Conclusions

To study solar photocoagulation in biological tissue with both the warm and the cold ranges of solar spectrum, a simple color separation technique is proposed. Based on the ZEMAX ray-tracing optimization of each component of the whole optical system, the prototype is built

and mounted to the automatic two-axis solar tracker. The color separation is achieved by the plane mirror with a large central elliptical hole, reflecting the warm solar radiation above 600nm to one fused silica light guide while allowing the passage of the cold radiation below 600nm to another light guide. The ex vivo measurement is performed on chicken breasts and uniform coagulation results are achieved due to the use of both the solar tracker and the light guides of large square cross section. A strong dependence of the penetration depth on wavelength has been observed, obtaining the penetration depth of approximately 6mm for the warm solar radiation and 4mm for the cold radiation. This solar photocoagulation prototype constitutes an alternative to expensive surgery laser equipment. In the future, flexible optical fiber bundles can be used to couple the solar light to convenient places outside the focal areas of several Fresnel lenses, all mounted onto one single solar tracker, to facilitate the in-door interaction of concentrated solar energy with biological tissues.

References

- [1] G. Meyer-Schwickerath, "*Light coagulation*", St. Louis: C.V. Mosby (1960).
- [2] Q. Peng, A. Juzeniene, J. Chen, L. Svaasand, T. Warloe, K. Giercksk, J. Moan, Rep. Prog. Phys. 71 (2008) 056701.
- [3] R. W. Waynant, "*Lasers in Medicine*", CRC Press (2001) 14.
- [4] D. Feuermann, J.M. Gordon, *Opt. Eng.* 37 (1998) 2760.
- [5] J. M. Gordon, D. Feuermann, M. Huleihil, *Appl. Phys. Lett.* 81 (2002) 2653.
- [6] J. M. Gordon, D. Feuermann, M. Huleihil, S. Mizrahi, R. Shaco-Levy, *Nature*, 424 (2003) 510.
- [7] J. M. Gordon, D. Feuermann, M. Huleihil, S. Mizrahi, R. Shaco-Levy, *J. of Appl. Phys.* 93 (2003) 4843.
- [8] J. M. Gordon, R. Shaco-Levy, D. Feuermann, M. Huleihil, S. Mizrahi, *J. Biomed. Opt.* 11 (2006) 030504.
- [9] S. G. Bown, *World J. Surg.* 7 (1983) 700.
- [10] M. J. C. van Gemert, A. J. Welch, *IEEE Eng. Med. Bio. Mag.* 8 (1999) 10.
- [11] J. Heisterkamp, R. Hillegersberg, J. N. M. Ijzermans, *British Journal of Surgery* 86 (1999) 293.
- [12] D. N. Dederich, R. D. Bushick, *J. Am Dent. Assoc. Vol.* 135 (2004) 204.
- [13] A. J. Welch, J. H. Torres, W. Cheong, *Tex. Heart Inst. J.* 16 (3) (1989) 141.
- [14] E. Hecht, "*Optics*", Addison Wesley, (2001) 225, 376.
- [15] H. A. Macleod, "*Thin Film Optical Filters*", *Third Edition*, Taylor & Francis (2001) 5.
- [16] ASTM G159-98 standard tables for references solar spectral irradiance at air mass 1.5: direct normal and hemispherical for a 37° tilted surface, See for example: ASTM Standard G159, 1998.
- [17] D. Liang, S. Duarte, J. Trindade, D. Ferreira, L. F. Monteiro, *Proc. SPIE Vol.* 4446 (2001) 76.
- [18] D. Liang, L. F. Monteiro, M. R. Teixeira, M. L. Monteiro, M. Collares-Pereira, *Sol. Energy Mater. Sol. Cells* 54 (1998) 323.
- [19] D. Liang, R. Pereira, P. Bernardes, in *Conf. Lasers and Electro-Optics, Tech. Dig. Ser.*, CA7-5-TUE, vol. 29B, 2005.